Iberdiscap

Iberdiscap

VI Congreso Iberoamericano de
Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad
IBERDISCAP 2011
TOMO II

Iberdiscap

Iberdiscap

VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Editores: : Dr. M. Mazo y Dr. F. J. Perales

ISBN:

Depósito Legal:

Prefacio

Deseamos en primer lugar dar la bienvenida a todos los participantes en el VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (IBERDISCAP2011) que han venido a Palma de Mallorca, y en especial a los que vienen de lejos, por el esfuerzo que en muchos casos ello supone.

Esta VI edición de IBERDISCAP será sin duda, una nueva oportunidad para que investigadores, docentes, profesionales, especialistas, estudiosos y usuarios, puedan compartir unos días de convivencia que permitan intercambiar y compartir problemas, soluciones y experiencias en las diferentes áreas temáticas del congreso, y al mismo tiempo crear y fortalecer lazos de amistad entre los diferentes grupos de investigación que comparten un objetivo común: mejorar la calidad de vida de las personas mayores o con discapacidad. En esta VI edición, como ya es tradicional, se han incluido un total de seis áreas temáticas: Interacción, Comunicación aumentativa y alternativa, Movilidad y orientación, Manipulación, Cognición, y Acciones horizontales, que tratan de cubrir el amplio espectro de disciplinas (ciencias humanas, de la salud, la educación, la ciencia y la tecnología, etc.) que intervienen en este objetivo común.

IBERDISCAP 2011, confirma la consolidación de ese congreso como uno de los foros más importantes a nivel Iberoamericano de intercambio de ideas y experiencias en el campo de la investigación y el desarrollo, de la rehabilitación y la educación especial de todos aquellos profesionales que trabajan en el campo de las innovaciones científico-tecnológicas de ayuda a personas mayores o con discapacidad. Un buen reflejo de esta consolidación es el número de trabajos que se vienen presentando en las sucesivas ediciones del congreso y la calidad de los mismos. En la presente edición, siguiendo las sugerencias de los revisores, se han aceptado un total de 99 trabajos, que serán recopilados en este volumen de actas. De ellos 76corresponden a presentaciones orales y 23 a posters. La amplitud de los temas tratados y el interés de los mismos deben servir para mostrar, con rigor y precisión, durante los días 16 y 17 de junio de 2011, el estado del arte y los avances más significativos en las diferentes áreas temáticas.

Se cuenta además con una conferencia invitada, donde el profesor Dr. Chus Garcia de la Fundación CTIC nos ilustrará sobre "Estándares y Calidad Web" y una mesa redonda que lleva por título "Tecnologías de apoyo en mayores: presente y futuro".

Finalmente quisiéramos agradecer a los autores de los trabajos presentados; a las entidades públicas (UIB, Govern Balear y Ayuntamiento de Palma) y privadas (Starlab, Obra Social Fundació "la Caixa, Fundación ONCE, Technaid) por la ayuda prestada. A las asociaciones colaboradoras ABDEM, Predif, Embat y Aspace Baleares. A los evaluadores por su dedicación y profesionalidad en las revisiones; la Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad(AITADIS), y a los miembros del Comité Internacional del Programa por su apoyo; y de manera muy especial a todos los miembros del Comité Local de Organización por su esfuerzo, entrega, y dedicación para que todo salga de la mejor manera posible.De nuevo, bienvenidos al

Iberdiscap

IBERDISCAP 2011 y os deseamos a todos una feliz y fructífera estancia en la ciudad de Palma de Mallorca durante los días 16 y 17 de junio de 2011.

A todos un afectuoso saludo.

Dr. Francisco José Perales

Presidente del Comité Organizador de IBERDISCAP 2011

Dr. Manuel Mazo

Presidente del Comité de Programa de IBERDISCAP 2011

Iberdiscap

Iberdiscap

Iberdiscap

Comité de Programa y Organización

Comité Internacional del Programa

Manuel Mazo (España)
Presidente del CIP

Julio Abascal (España)

Isabel Amaral (Portugal)

Luis Azevedo (Portugal)

José María Azorín (España)

Teodiano F. Bastos (Brasil)

Gabriela Berlanga (México)

Leopoldo Calderón (España)

Ramón Ceres (España)

Luca Cernuzzi (Paraguay)

Lucila Costa (Brasil)

Pedro Encarnação (Portugal)

J. Carlos Fraile (España)

Anselmo Frizera (Brasil)

Juan Carlos García (España)

Nicolás García (España)

Jenny Gómez (Perú)

Teresa González (España)

José Tiberio Hernández (Colombia)

Bárbara Holst (Costa Rica)

Ana Londral (Portugal)

Marcela Manzur (México)

René Mayorga (Canadá)

Margarida Nunes da Ponte (Portugal)

Raimundo Oliveira (Brasil)

Sira Palazuelos (España)

Comité de Organización

Francisco Perales(España)
Presidente del CO

Joan Jordi Muntaner(España)

Ramón Ceres (España)

Leopoldo Calderón (España)

Rafael Raya(España)

Manuel Gonzalez Hidalgo (España)

Francisca Negre (España)

Josune Salinas (España)

Cristina Manresa (España)

Antoni Jaume (España)

Xavier Varona (España)

Adelaida Delgado (España)

Gabriel Moyà (España)

Simón Garcés (España)

Sira Palazuelos (España)

Miquel Mascaro Oliver (España)

Ramon Mas (España)

Francisco Perales Covas (España)

Tamara Barceló (España)

Maria del Mar Santisteban (España)

Iberdiscap

J. Luis Pons (España)

Rafael Raya (España)

Nahir Rodríguez (Colombia)

Luis E. Rodríguez Cheu (Colombia)

Ángel E. Rubio (Cuba)

Antonio Ruiz (España)

José María Sabater (España)

Jaime Sánchez (Chile)

Luisa Taveira (Portugal)

J. Carlos Tuli (Argentina)

Víctor Sánchez Urrutia (Panamá)

Martha Zequera Días (Colombia)

Francisco Perales(España)

Francisca Negre (España)

Xavier Varona (España)

Pere Ponsa (España)

Daniel Guasch (España)

Antoni Jaume (España)

Cristina Manresa(España)

Iberdiscap

Tabla de contenido – Tomo II

COMUNICACIONES ORALES **17**

INTERACCIÓN **19**

Fusión de algoritmos para la extracción de características y clasificación de patrones en una interfaz cerebro máquina **21**

José Luis Martín[1], Fernando Trincado[1], Manuel Mazo[1], Luciano Boquete[1], Sira E. Palazuelos[1]. 21

Utilização de Sistemas de EyeTracking como Tecnologia de Apoio à Comunicação Aumentativa **29**

Azevedo, Luis[1], Nunes da Ponte, Margarida[2], Azevedo, Miriam[3], Rodrigues, Sara[3] 29

Estimação DOA em tempo real por arranjo de microfones **35**

André Gontijo[1], Ricardo Zelenovsky[2] 35

Concepção e modelagem de mapa tátil sonoro de uma rota acessível **44**

João Vilhete Viegas d'Abreu[1], Núbia Bernardi[2], Bruno Leal Bastos[3], Cristiane Matsushita Ferreira[4], Giovanni Andreas Capeli[5], Renato José Martins[4] 44

Realimentaciones hapticas para Prótesis Mioeléctricas de Mano **52**

L. Rodríguez[1], J. M. Sabater[2], C. Cifuentes[3] 52

Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiência Física Severa **58**

Carlos Torturella Valadão, Magdo Bôrtole, Victor Perim, Teodiano Freire Bastos 58

Matraca: Ferramenta Computacional para Auxílio à Inclusão Digital de Deficientes Visuais **72**

Delano Oliveira[1], Izabela Vanessa Melo[2], Natã Melo[3], Joseana M. Fechine[4] 72

Sistema Biocooperativo para el incremento de la motivación del Paciente en entornos de Neurorehabilitación Asistida por Dispositivos Robóticos. **80**

R. Morales, F.J. Badesa, C. Pérez, N. García[1], J. D. Hernandez[2], L. Zollo, E. Guglielmelli[3] 80

Sistema de Interacción AvanzadoMultiplataforma (SINAM) **88**

G. Moyà, C Manresa, X. Varona, F. Perales 88

Iberdiscap

Projecto MagicKey: Um olhar que nos guia… 96

L. Figueiredo[1], F. Caetano[2], T. Nunes[3], A. Gomes[4] 96

Arquitectura de una interfaz multimodal basada en EOG y EEG 104

E. Iáñez, A. Úbeda, J.M. Azorín 104

Aplicación domótica mediante un sistema Brain Computer Interface basado en potenciales P300....112

R. Corralejo[1], D. Álvarez[1], R. Hornero[1]....112

O impacto do uso do sistema AUXILIS por jovens com seqüela de paralisia cerebral sem verbalização funcional....120

ZULIAN, M.A.R[1] & BEIRAL,J.A.R[1] & DAMIANI,F[2]....120

Identificación de patrones motores alterados de personas con parálisis cerebral en el uso de una interfaz persona-computador controlada por movimientos de cabeza 126

R. Raya[1], T. González[2], A. Ruiz[2], R. Ceres[1], E. Rocon[1]....126

Desarrollo de un Sistema de Control de Brazo Robot para la Realización de Tareas de Alcance por medio de una Interfaz Cerebro Computador 134

Raquel Noé[1], Carlos Escolano[1], Luis Montesano[1], Javier Mínguez[1]....134

Terapias alternativas para la supresión del temblor mediante robots vestibles....140

E. Rocon, J.A. Gallego, J.L. Pons....140

Avaliação qualitativa de dispositivos assistenciais: sua importância para a usabilidade e acessibilidade....146

A.L. Manrique1, T.A. Scardovelli2, E.A.T. Dirani3, A.F. Frère3....146

Calibración de sistemas de estimulación eléctrica funcional para optimizar la selectividad en el antebrazo....152

A. Koutsou, J.A. Gallego, E. Rocon, J.L. Pons....152

MANIPULACIÓN 160

Eliminación del temblor en tareas de telemanipulación mediante una interfaz multimodal 162

Iberdiscap

A. Úbeda, E. Iáñez, J. M. Sabater, J. M. Azorín.....162

Dinamômetro biomédico para avaliação da força das mãos em pacientes com doença de parkinson.....170

Elcio Alteris dos Santos[1], Wesley Pontes[1], Marcelo Augusto Assunção Sanches[1], Aparecido Augusto de Carvalho[1], Mateus Fernandes Réu Urban[1] 170

Análisis cinemático de un sistema robótico dual para rehabilitación de miembro superior178

R. Morales[1], F.J. Badesa[1], A: Úbeda[1], J.M. Sabater[1], N. García[1], J.M. Azorín[1],.....178

Robot bio-cooperativo para asistencia en tareas de rehabilitación de los miembros superiores, utilizando señales fisiológicas del paciente 186

C. Rodríguez-Guerrero[1], J.C. Fraile[2], J.Pérez-Turiel[1], P. Rivera[1] 186

Análisis cinemático y simulación dinámica de una órtesis para la rehabilitación de la apoplejía.....194

R. Cisneros Limón[1,2], D. Hernández Cárdenas[2], R. Roldán Rodríguez[2] y J.M. Ibarra Zannatha[1]194

Proyecto eLIFE: Las TIC`s como apoyo a la VI de las personas con diversidad funcional intelectual 206

L.Fernández[1], A. Méndez[2], B. García[2] 206

Ecosistema de agentes sociales y plataformas abiertas para mejorar calidad de vida y gasto social en dependencia.....212

Jorge Falcó, Esteban Vaquerizo, Mercedes García-Camino, Luis Laín, Consuelo de la Ascensión, Alejandro Ibarz, José María Falcó, Alba Jiménez, José Ignacio Artigas, Armando Roy 212

Dispositivo Eletro Mecânico para Avaliar Movimentos Combinados do Membro Superior.220

D.C.S. Araujo[1], A.F. Frere[1,2], J.S. Marques[1], L.C. Campos[2].....220

COMUNICACIONES PÓSTER.....230

Dispositivo de apoyo para la Orientación Temporal (DOT) 232

Jorge Falcó, Mercedes García Camino, Begoña Garrido, Consuelo de la Ascensión, Concepción Díez, José Ignacio Artigas, Esteban Vaquerizo, José Mª Falcó, Armando Roy 232

Discriminación y Discapacidad 238

Iberdiscap

Asociación de Abogadas Chihuahuenses, A. C. Calle Ojinaga 505, Col. Centro, Chihuahua, Chihuahua, México 238

Diseño y equipamiento de una Unidad de Terapia Intensiva para Obesos Mórbidos 246

J. Boccolini[1], P. Senestrari[2] , D. Beltramone[3] 246

Ambiente virtual para a motivação dos Agentes Comunitários de Saúde 254

M.H.B.M. Barreto[1], A.F. Frère[1], T.A. Scardovellli[1], A.L. Manrique[2] 254

Posto de trabalho adaptado a pessoas com limitações motoras severas 260

R. P. Guimaraes[1], S.C.M. Rodrigues[1] 260

Un mundo de Ayudas 266

M. Blanco[1], M. González[2] 266

Plataforma de control de mensajeria instantanea bajo sistemas SAACs <<CHATAACS>>. 270

Eva María. Gil[1], Leticia. Jiménez[2] 270

Las TIC como herramientas de diseño de entornos amigables, facilitadoras de condiciones de acción y cognición para las personas con diversidad funcional 278

Lic. y Prof. Gabriela Alejandra Toledo 278

Monitorização de uma intervenção voltada para crianças com dificuldades de aprendizagem em leitura utilizando ferramentas da plataforma Moodle: Resultados simulados e estudo de caso 288

A. Di Benedetto[1], C. S. Shida[1] 288

Ambiente virtual para ensino de mergulho autônomo recreativo para inclusão de surdos 296

Kawamoto Jr. L. T.[1], Slaets A. F. F.[1,2], Sevegnani F. X.[2] 296

Desarrollo de un dispositivo de asistencia auditiva portátil basado en un dsPIC 304

F. Denk[1], P. D. Agüero[1], A. J. Uriz[2], J. C. Tulli[1], E. L. González[1] , J. M. Garín[1] , S. Bourguigne[1] ... 304

SPO: un software de ayuda en la oralización de hipoacúsicos 316

J. M. Garin1, P. D. Agüero1, J. C. Tulli1, E. L. Gonzalez1, A. J. Uriz1 316

SAV: un sistema de análisis acústico para la evaluación de la voz 328

Iberdiscap

P.D. Agüero, J.C. Tulli, E.L. Gonzalez, A.J. Uriz, J.M. Garín y F. De la Cruz Arbizu 328

Sistema de Comunicação Virtual para Portadores de Necessidades Especiais 336

F. A. Salles[1], A. A. Janino[2], P. Nohama[2,3] 336

Diseño de productos de apoyo para la movilidad a partir del Modelo Ampliado de Diseño Axiomático 342

J. Aguilar-Zambrano[1], M. González-Cruz[2], M. Valencia[3], A. Leyton[4], D. Riveros[5], C. Quiceno[6]. 342

Propuesta de Sistema de Reconocimiento deLenguaje de Signos Dominicano 352

E. Blanco[1], V. Del Rosario[1], M. Hiraldo[1], J. M. Ascariz[2], M. Mazo[2] 352

Sistema maquete tátil/mapavox: tecnologia de baixo custo para a elaboração de documentos cartográficos táteis para pessoas com deficiência visual 360

Sílvia Elena Ventorini[1], Maria Isabel Castreghini de Freitas[2], Camila Fonseca Silva[3], Lívia Cunha Agostini[3] 360

Revisão crítica das ortóteses activas para membros inferiores 370

F. Barroso[1], A. Frizera[2], C. Santos[1], R. Ceres[2] 370

Tecnologias Móveis ao Serviço da Inclusão e Acessibilidade 380

J. Silva[1], R. Ferreira[2], A. Pereira[3,4] 380

Dispositivo no invasivo para el monitoreo continuo y remoto de personas con movilidad disminuída 386

Sergio N. Gwirc[1,2], Diego Brengi[1,2], Daniel Lupi[3], Christian Huy[1] 386

“Comunicación y TIC´s en alumn@s con pluridiscapacidad” 396

Alicia Ibáñez Granda 396

Sistema electromecánico multimodal para enseñanza básica del Braille 400

Pablo Jorge Palacios,Sira Palazuelos Cagigas, José L. Martín Sánchez, Javier Macías Guarasa 400

Ambiente virtual para auxiliar surdos na construção de frases com diferentes tempos verbais 408

J.C.L. Fernandes[1, 2, 3], S.C.M. Rodrigues[1] 408

Iberdiscap

Esquemas gráficos infantis e invisualidade: uma experiência de ensino 418

Mari Ines Piekas[1], Maria Lúcia Batezat Duarte[2] 418

Iberdiscap

COMUNICACIONES ORALES

Iberdiscap

Iberdiscap

INTERACCIÓN

Iberdiscap

Iberdiscap

Fusión de algoritmos para la extracción de características y clasificación de patrones en una interfaz cerebro máquina

José Luis Martín[1], Fernando Trincado[1], Manuel Mazo[1], Luciano Boquete[1], Sira E. Palazuelos[1].

[1]Universidad de Alcalá, Dpto de Electrónica: Campus Universitario s/n, Alcalá de Henares, España, Tel.:+918856587, Fax:+918856591, jlmartin@depeca.uah.es

Iberoiscap

Resumen.

En este artículo se presentan diversas propuestas para la fusión de algoritmos de extracción de características y clasificación en el desarrollo de una interfaz cerebro máquina. En la fase de extracción de características, los resultados que se presentan justifican la utilización colaborativa de algoritmos clásicos como la transformada de Fourier con otros avanzados como la transformada discreta Wavelet, el algoritmo de mínimos cuadrados parciales (PLS) o los algoritmos de separación de energía. En la fase de clasificación se mostrarán las ventajas de fusionar máquinas de soporte vectorial con una regresión lineal basada en las componentes extraídas por PLS. Finalmente, se expondrán resultados iniciales de experimentos realizados en tiempo real que permiten seguir trabajando en el desarrollo de productos de apoyo para personas con discapacidad que incluyan este tipo de interfaces.

Palabras clave: interfaz, cerebro, máquina, fusión, DESA, SVM, PLS.

1. Introducción y contenidos.

Las interfaces cerebro máquina han cobrado una relevancia destacada en los últimos años por sus posibles aplicaciones en diversos campos relacionados con los productos de apoyo para personas con discapacidad. La posibilidad de interactuar con una máquina o manejar el entorno con el pensamiento es una idea que ha fascinado al hombre desde siempre, pero que tiene una utilidad inmediata si lo que se pretende es brindar independencia a una persona que por su diversidad funcional no puede manejar su ordenador o su silla de ruedas. Éste es aún un ámbito de investigación en el que queda mucho por hacer para llegar al usuario final y al mercado real. Como prueba de ello se puede constatar que, en las pruebas realizadas hasta el momento, se han estudiado una gran variedad de algoritmos intentando encontrar en las señales electroencefalográficas patrones comunes asociados a diversas tareas mentales con las que poder implementar la interacción con la máquina y los resultados siguen revelando lagunas importantes. Algunos ejemplos son los algoritmos basados en transformadas de Fourier [1], Wavelet o Hilbert [2]. Dependiendo del sujeto, del momento en el que el sujeto trata de activar la interfaz y de muchos otros factores, en algunos casos se presentan unos resultados de clasificación satisfactorios mientras que en otros, sin embargo, las interfaces no parecen funcionar adecuadamente. Es un hecho que en estos momentos no hay un algoritmo de extracción de características ni de clasificación que presente resultados aceptables para todos los sujetos y para todas las tareas mentales probadas. Por eso es fundamental continuar la investigación en esta dirección, con el objetivo de encontrar un algoritmo o una fusión de métodos que, combinando la información que nos pueden aportar los algoritmos ya existentes y otros que se puedan desarrollar en este contexto, eliminen en la medida de lo posible la dependencia del resultado de clasificación con el sujeto y con la tarea mental realizada.

El Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá se encuentra inmerso desde hace años en investigaciones relacionadas con el diseño de interfaces hombre – máquina avanzadas [3], y en concreto en este tipo de interfaces cerebrales cuyo estado actual se presenta en esta comunicación [4].

2. Metodología de diseño de la arquitectura propuesta

La interfaz cerebro máquina, en adelante BCI, desarrollada en el Departamento de Electrónica de la Universidad parte de unos requisitos fijos establecidos al comienzo de la investigación. Esta interfaz está basada en señales electroencefalográficas recogidas en la superficie del cuero cabelludo de manera, por tanto, no invasiva, y pretende reducir al mínimo el número de electrodos utilizados con el objetivo de incomodar mínimamente al usuario y facilitar el proceso de puesta en marcha del sistema. Es una interfaz síncrona donde el usuario interactúa con el sistema realizando una determinada tarea mental en los momentos en los que el sistema se lo solicita y se han elegido tareas mentales relacionadas con el movimiento de las extremidades superiores como tareas mentales por generar señales bien localizadas espacialmente sobre el córtex motor [5].

2.1 Paradigma experimental para el procesado offline

Las señales utilizadas para el desarrollo de los algoritmos provienen de una base de datos propia grabada en el departamento y cuyas características se describen a continuación. Se ha denominado prueba a una serie consecutiva de intentos en los que se pide a los sujetos que imaginen dos tareas mentales distintas: el movimiento de su mano derecha o el movimiento de su mano izquierda. Se pretende que los individuos realicen el mismo proceso que llevarían a cabo si realmente fueran a mover su mano pero bloqueando el movimiento final, es decir, sin llegar a moverse.

Cada intento, representado gráficamente en la figura 1, tiene una duración de 9 segundos.

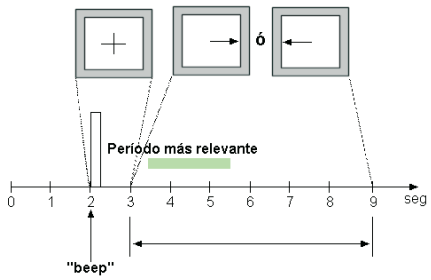


Figura 1. Paradigma experimental para la grabación de señales EEG.

En el transcurso de los dos primeros segundos la pantalla del ordenador permanece en negro y el individuo puede mantenerse relajado. En t=2s se escucha una señal acústica y se dibuja una cruz en pantalla alertando al sujeto de que el comienzo del intento es inminente. Finalmente, en t=3s, se presenta una flecha que indica la mano cuyo movimiento ha de ser imaginado desde este instante hasta el final de intento en t=9s.

Una prueba consta de 60 intentos equitativamente repartidos entre lado izquierdo y lado derecho, y se han grabado entre 2 y 6 pruebas por sujeto.

2.2 Preprocesado y extracción de características

Como resultado de los múltiples experimentos realizados, se ha demostrado la conveniencia de realizar una fase de preprocesado y extracción de características basado en la transformada de Fourier y su utilización combinada con la transformada Wavelet. Mediante un estudio teórico exhaustivo se han seleccionado y evaluado las prestaciones de 52 subfamilias de Wavelets. La imaginación de un movimiento provoca la aparición o desaparición de patrones frecuenciales determinados [5] que son selectivamente filtrados y ponderados por la transformada Wavelet discreta con unas determinadas subfamilias concretas especialmente relevantes en el análisis de señales electroencefalográficas. La aplicación de Fourier sobre los coeficientes obtenidos en el proceso descrito previamente permite conocer finalmente las componentes frecuenciales que conforman la señal analizada.

Estas características obtenidas mediante la colaboración de ambas trasformadas pueden ser directamente introducidas en la fase de clasificación como se verá posteriormente. Sin embargo, en las investigaciones llevadas a cabo hasta el momento, también se ha estudiado la posibilidad de trabajar un poco más sobre las componentes frecuenciales obtenidas con el objetivo de extraer más información y simplificar, en la medida de lo posible, la fase de clasificación.

Para ello se ha estudiado y experimentado con técnicas de regresión mediante mínimos cuadrados parciales (PLS) y algunas evoluciones de este método que combinan las propiedades del análisis de componentes principales y el análisis de regresión múltiples. Esta técnica, ampliamente utilizada en un principio en estudios de quimiometría, no había sido empleada hasta el momento en el análisis de señales biológicas.

Finalmente, cerrando el apartado relativo a los algoritmos de extracción de características, se han realizado algunos estudios entorno a las técnicas de separación de energía (DESA). Este tipo de algoritmo separa una señal de energía en sus componentes de amplitud y fase. Toda señal de entrada a dicho algoritmo es considerada por éste como una señal AM-FM, con amplitud y frecuencia variables con el tiempo. DESA está basado en un operador matemático llamado detector, que fue establecido por primera vez por Teager en 1980 [6], conocido también como Operador de Energía de Teager (OET).

2.3 Clasificación

En cuanto a la fase de clasificación, ya desde un principio se abordó el estudio de diversas técnicas basadas en redes neuronales artificiales [7], más concretamente de tipo perceptrón multicapa, RBF y LVQ, siendo esta última la que presentaba una tasa de acierto más alta. En estudios posteriores, se incluyó la posibilidad de clasificar los patrones cerebrales mediante máquinas de soporte vectorial [8], llevando a cabo experimentos con distintos tipos de núcleos (lineal, polinómico y RBF), y obteniendo resultados que como se verá en el apartado posterior conseguían mejorar la precisión alcanzada en el reconocimiento por las redes neuronales artificiales. Las máquinas de vector soporte se han utilizado tanto para la clasificación de las características obtenidas con la aplicación conjunta de las transformadas de Fourier y Wavelet como para el algoritmo de separación de energía DESA.

Finalmente, el empleo en la fase de clasificación de PLS o mínimo cuadrados parciales y sus distintas modificaciones ha permitido clasificar este tipo de características mediante un sencillo algoritmo de regresión simple [9].

3. Metodología de análisis en tiempo real

Los estudios realizados y descritos brevemente en el apartado anterior han llevado a la implementación de la arquitectura de una interfaz cerebro máquina que procesa la información en tiempo real. Esta interfaz, que está siendo exhaustivamente probada en este momento y que será modificada convenientemente en función de los resultados que se están generando en la actualidad, responde al esquema mostrado en la figura 2.

Ibergarceta

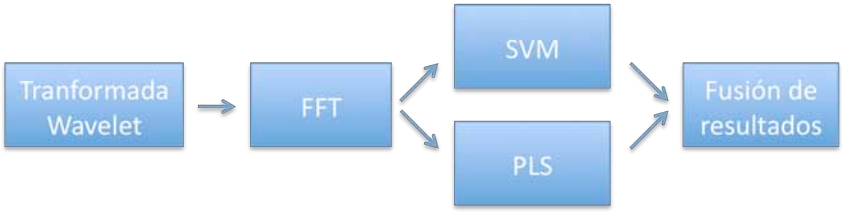


Figura 2. Arquitectura propuesta para la interfaz BCI UAH.

En este momento, la arquitectura propuesta implementa una primera fase de extracción de características en las que se ha optado por el método que combina la transformada de Fourier y la trasformada Wavelet.

Previo a la experimentación, se realiza para cada usuario un proceso de entrenamiento en el que, haciendo uso del paradigma offline, se ajustan los distintos parámetros del sistema: el tipo de transformada Wavelet y la subfamilia óptima, la características de la máquina de soporte vectorial y las componentes del método de mínimos cuadrados parciales.

Una vez extraídas componentes frecuenciales de las señales electroencefalográficas que se están procesando en tiempo real, y habiendo realizado el proceso de entrenamiento del sistema, dichas componentes frecuenciales generadas por las transformadas se procesan mediante la maquina de soporte vectorial con núcleo RBF y se someten a la regresión basada en PLS.

Se aplican por tanto dos métodos de clasificación en paralelo que no sólo generan cada uno ellos la clase estimada a la que pertenecen las señales procesadas (movimiento imaginado de la mano derecha o movimiento imaginado de la mano izquierda), sino que también proporcionan un índice de confianza normalizado de la clase propuesta. Estos índices permiten fusionar la información ponderando la decisión de cada clasificador por su índice de confianza y obteniendo una decisión final.

Para los experimentos en tiempo real se ha preparado un nuevo paradigma ilustrado en la figura 3.

Figura 3. Paradigma experimental para la evaluación de la interfaz BCI UAH.

Iberlisap

En este caso, el usuario debe llevar una bola que cae a velocidad constante hacia una canasta, que aparece en el lado izquierdo o derecho de la pantalla de forma aleatoria, imaginando el movimiento de su mano o brazo izquierdo o derecho respectivamente. El desplazamiento lateral de la bola será proporcional al índice de confianza con el que se clasifiquen los pensamientos en cada momento.

4. Resultados y discusión

4.1 Resultados obtenidos en la fase de diseño de los algoritmos y la arquitectura final

En las siguientes tablas se comparan los resultados obtenidos para distintas sesiones y pruebas de algunos de los sujetos que han participado como voluntarios.

A continuación se muestran los resultados de algunas de las sesiones del sujeto A01.

es	Extr. Car.	Clasif.	% Ac.	Ses	Extr. Car.	Clasif.	% Ac	Ses	Extr. Car.	Clasif.	% Ac
l	FFT (Det3)	RRNN	61.67	2	FFT (Det2)	RRNN	80.00	3	FFT (Det2)	RRNN	73.33
	FFT (Det3)	SVM	75.00		FFT (Det3)	SVM	**86.67**		FFT (Det3)	SVM	**80.00**
	FFT (Det3)	PLS	58.33		FFT (Det2)	PLS	73.33		FFT (Det2)	PLS	71.67
	DESA	SVM	**80.00**		DESA	SVM	78.33		DESA	SVM	56.66

Tabla 1. Sujeto A01.

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos para el sujeto A04.

es	Extr. Car.	Clasif.	% Ac.	Ses	Extr. Car.	Clasif.	% Ac	Ses	Extr. Car.	Clasif.	% Ac
2	FFT (Det3)	RRNN	65.00	3	FFT (Det2)	RRNN	76.67	4	FFT (Det2)	RRNN	65.00
	FFT (Det3)	SVM	**86.67**		FFT (Det3)	SVM	**85.00**		FFT (Det3)	SVM	73.33
	FFT (Det3)	PLS	66.67		FFT (Det2)	PLS	70.00		FFT (Det2)	PLS	70.00
	DESA	SVM	68.33		DESA	SVM	76.66		DESA	SVM	**83.33**

Tabla 2. Sujeto A04.

Finalmente, en la siguiente tabla, se exponen los resultados obtenidos por el sujeto A09.

Ses	Extr. Car.	Clasif.	% Ac.	Ses	Extr. Car.	Clasif.	% Ac
1	FFT (Det3)	RRNN	81.67	2	FFT (Det2)	RRNN	86.67
	FFT (Det3)	SVM	**88.33**		FFT (Det3)	SVM	**93.33**
	FFT (Det3)	PLS	75.00		FFT (Det2)	PLS	86.67
	DESA	SVM	73.33		DESA	SVM	88.33

Tabla 3. Sujeto A09.

A partir de los resultados mostrados en las tablas y de todos los experimentos realizados no reflejados aquí por cuestión de espacio, pueden extraerse las siguientes conclusiones:

- En la mayoría de los casos, el mejor método de extracción de características es el que combina la transformada de Fourier y la transformada Wavelet. En algunos experimentos el algoritmo DESA parece extraer mejores características elevando la tasa de acierto final, mientras que en ningún caso, la utilización aislada de Fourier o Wavelet mejoraba los resultados.

Inerciscan

- El método de clasificación basado en máquinas de vector soporte mejora en casi todos los casos la clasificación realizada por la red neuronal de tipo LVQ (que es la red que mejores características ha presentado en todos los casos) siendo sin embargo en algunos casos el algoritmo basado en mínimos cuadrados parciales el que mejores resultados obtiene.

En función de todos los resultados obtenidos, la arquitectura propuesta como óptima está constituida por tanto por una fase inicial en la que se extraen las características mediante la aplicación combinada de la transformada de Fourier y la transformada Wavelet, y una fase de clasificación basada la fusión de máquinas de soporte vectorial y PLS.

4.2 Resultados obtenidos en tiempo real

Los experimentos en tiempo real se están llevando a cabo en este momento. En un principio se han distinguido dos tipos de usuarios en función de su capacidad de control del sistema, su adaptación y aprendizaje y su destreza para llevar a cabo las tareas mentales requeridas. Un primer grupo de usuarios parece encontrar serias dificultades al interactuar con la interfaz siendo el rendimiento de su actividad muy bajo con respecto a sus ensayos offline. En cambio, el segundo grupo de usuarios ha manifestado una capacidad de operación satisfactoria mejorando incluso, en algunos casos, los resultados esperados en la fase de aprendizaje.

A continuación, se muestra el resumen de los resultados obtenidos por uno de los sujetos de este segundo grupo.

<table>
<tr><th>Ses</th><th>Extr. Car.</th><th>Clasif.</th><th>% Ac.</th></tr>
<tr><td>1</td><td colspan="3">Entrenamientos</td></tr>
<tr><td>2</td><td rowspan="2">FFT(Det2 bior2.8)
SVM 2,100,0.001
PLS 11</td><td colspan="2">68,33</td></tr>
<tr><td>3</td><td colspan="2">81,66</td></tr>
<tr><td>4</td><td colspan="3">Entrenamiento</td></tr>
<tr><td>5</td><td rowspan="3">FFT(Ap2 db10)
SVM 2,100,0.001
PLS 10</td><td colspan="2">78,33</td></tr>
<tr><td>6</td><td colspan="2">75</td></tr>
<tr><td>7</td><td colspan="2">86,66</td></tr>
</table>

Tabla 4. Sujeto R06.

5. Conclusiones y trabajos futuros

En el presente trabajo, se han presentado los últimos avances en la investigación de una interfaz cerebro máquina basada en señales electroencefalográficas obtenidas a partir de dos canales situados en el cuero cabelludo sobre el córtex motor.

Toda la investigación realizada en los últimos años está concluyendo con la propuesta de una arquitectura en tiempo real cuyos resultados iniciales se muestran en este trabajo, así como un resumen de todos los trabajos previos llevados a cabo.

El trabajo realizado en este campo plantea actualmente algunas dos líneas complejas pero interesantes para el futuro, como son:

- El estudio detallado de los resultados relativos a la estabilidad de todos los métodos, verdadero reto de todas las arquitecturas propuestas para el reconocimiento de patrones cerebrales y la implementación de interfaces cerebro máquina.

Iberoscan

- La profundización en el análisis de aquellos sujetos que parecen mostrar una dificultad muy alta para interactuar con el sistema en tiempo real, a pesar de que los resultados de sus experimentos en fase de entrenamiento sean tan buenos como los de los sujetos que finalmente manejan la interfaz con éxito.

Referencias

[1] Dennis J.McFarland, A.Todd Lefkowicz and Jonathan R.Wolpaw. Design and operation of an EEG-based brain–computer interface with digital signal processing technology. Wadsworth Center for Laboratories and Research, New York. Behavior Research Methods, Instruments & Computers, 1997, 29 (3), 337–345

[2] Walter J. Freeman. Definitions of state variables and state space for Brain–Computer Interface.Part 2. Extraction and classification of feature vectors. Cogn Neurodyn (2007) 1:85–96

[3] M. Mazo et al. The SIAMO project: Integral System for Assisted Mobility, IEEE Robotics & Automation

Magazine, Vol 8 (1), (2001) 46-56.

[4] J.L. Martín, L. Boquete, C. Díaz, M. León García, M. Mazo. Discrimination between Two Mental States

(Rest and Motor Image) Using Wavelet Transform and Neural Networks. Computational Intelligence.

Theory and Applications. Lecture Notes in Computer Science, Vol. 2206/2001 (2001), 28-32.

[5] G. Pfurtscheller, C. Brunner, A. Schloegl, and F.H. Lopes de Silva. Mu rhythm (de)synchronization and

EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. NeuroImage 31 (2006), 153-159.

[6] Petros Maragos,James F.Kaiser,Thomas F.Quatieri, Energy Separation in Signal Modulations with Application to Speech Analysis,IEEE Transactions on Signal Processing,1993.

[7] C.W. Anderson, S.V. Devulapalli and E.A. Stolz (1995), Determining mental states from EEG signals

using neural networks, Scientific Programming, 4(3), Fall (1995), 171-183.

[8] A. Ferreira, T. Bastos Filho, M. Sarcinelli, J.L. Martín, J.C. García, M. Mazo. Evaluation of PSD

Components and AAR Parameters as Input Features for a SVM Classifier Applied to a Robotic

Wheelchair, Proceedings of the International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and

Technologies - BIODEVICES/BIOSTEC, 2009; Porto, Portugal, (2009), 7-12.

[9] Y. Liu and W. Rayens. PLS and dimension reduction for classification. Computational Statistics, 22

(2007), 189-208.

Iberdiscap

Iberdiscap

Utilização de Sistemas de EyeTracking como Tecnologia de Apoio à Comunicação Aumentativa

Azevedo, Luis[1], Nunes da Ponte, Margarida[2], Azevedo, Miriam[3], Rodrigues, Sara[3]

[1]CAPS/IST, Universidade Técnica de Lisboa, Portugal, luis.azevedo@anditec.pt

[2] UTAAC/CRPCCG, Lisboa, Portugal, margaridanponte@netcabo.pt,

2 ANDITEC, Lisboa, Portugal, miriam.azevedo@anditec.pt, sara.rodrigues@anditec.pt

Palavras chave: Tecnologias de Apoio, Comunicação Aumentativa, Controlo pelo Olhar, Disfunções Neuromotoras Graves, Paralisia Cerebral, Esclerose Lateral Amiotrófica

Resumo

A presente comunicação aborda a utilização de dispositivos de *"eye tracking"* disponíveis no mercado como interface especializada no acesso a tecnologías de apoio à comunicação, em pessoas com disfunções neuromotoras muito graves, nomeadamente crianças e jovens portadoras de Paralisia Cerebral e adultos com doenças neurológicas progressivas (ex. Esclerose Lateral Amiotrófica). Será referido o processo de avaliação e tomada de decisão com utentes dos grupos anteriormente referidos, e serão descritos de uma maneira suncinta, dois casos concretos de utilizadores finais que beneficiam desta tecnologia, referindo-se as vantagens da utilização de tecnologias de apoio à comunicação com interfaces de acesso por sistemas de "eye tracking".

1. Introdução

Os sistemas de controlo pelo olhar (sistemas de *"eye tracking"*) baseiam-se num processo de medição do posicionamento e do movimento ocular, que determina com precisão o local para onde a pessoa está a "olhar". São sistemas que têm tido um desenvolvimento assinalável nos últimos anos, nomeadamente em aplicações de marketing (ex. análise de páginas web, anúncios suportados em papel ou video/internet, análise tridimensional de objectos colocados em pontos de venda, etc.)ajudando as empresas a percepcionar o gosto dos seus clientes, direccionando e reajustando as suas estratégias de desenvolvimento de produto, de acordo com estudos elaborados através desta metodologia.Na área da acessibilidade digital de pessoas portadoras de disfunções neuromotoras graves (ex. pessoas com paralisia cerebral ou doenças neurológicas progressivas) os sistemas de *"eye tracking"* têm desempenhado um papel relevante, como interface de acesso especializada a tecnologias de apoio à comunicação aumentativa. Muitos destes sistemas estão actualmente integrados em dispositivos portáteis que, com o software adequado, constituem ajudas para a comunicação que promovem uma melhoria significativa na qualidade de vida dos seus utilizadores.

A experiência dos autores na avaliação e intervenção especializada com utilizadores de tecnologías de apoio à comunicação afectados por incapacidades motoras muito graves, leva-os a compartilhar, com o presente artigo, a sua experiência em relação a duas áreas que se podem enquadrar no âmbito das

Iberscap

disfunções neuromotoras graves: a "Paralisia Cerebral" e as "Doenças Neurológicas Progressivas" nomeadamente a "Esclerose Lateral Amiotrófica – ELA" esta última disfunção podendo conduzir a situações de "locked inn" no seu portador. Alguns dos autores exercem as suas funções numa empresa especializada em tecnologias de apoio à comunicação [1] que além de actividades de comercialização e fornecimento de tecnologias de apoio em diversas áreas, desenvolve actividades de investigação e desenvolvimento através do envolvimento dos seus técnicos em projectos nacionais e internacionais no domínio da comunicação aumentativa e das tecnoloiías de apoio. No âmbito específico do trabalho de investigação e desenvolvimento daquela empresa, foram realizados protocolos de cooperação com entidades que apoiam portadores de disfunções neuromotoras graves, como é o caso quer do Hospital de Santa Maria em Lisboa (Hospital Universitário) que avalia e apoia doentes com Esclerose Lateral Amiotrófico de todo o País, quer da UTAAC (Unidade de Técnicas Aumentativas e Alternativas de Comunicação), do Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral Calouste Gulbenkian de Lisboa, de apoio especializado a portadores de paralisia cerebral [2] e onde exerce a sua actividade profissional outro dos autores desta comunicação.

2. Paralisia Cerebral

De acordo com [3], a **Paralisia Cerebral** é actualmente definida como "*termo de âmbito alargado que engloba situações de deficiência com perda de aptidões e disfunções em múltiplas e diversificadas áreas do desenvolvimento da criança".* Estas disfunções podem portanto ocorrer em áreas fundamentais para o normal desenvolvimento das crianças, nomeadamente na área da comunicação (através da fala), na mobilidade autónoma, na manipulação (impedindo por exemplo a comunicação através da escrita) etc.. Os portadores de paralisia cerebral necessitam em consequência de apoios especializados e continuados que possam ajudar a melhorar áreas do desenvolvimento que tenham sido afectadas, permitindo assim uma mais adequada inclusão nos contextos significativos (familiares, escolares, sociais) em que se pretendem inserir.

A área da Comunicação representa um papel fundamental nesta apoio especializado, e é neste contexto que tem papel relevante todo o trabalho desenvolvido na UTAAC do CRPCCG. Como anteriormente se referiu [2], a UTAAC é um serviço de intervenção transversal integrado no Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral Calouste Gulbenkian que tem como principal objectivo apoiar a temática da Comunicação Aumentativa e Alternativa, da qual as Tecnologias de Apoio e a utilização de Sistemas Gráficos de Comunicação são parte fundamental. A UTAAC dispõe de uma gama diversa de materiais tecnológicos indispensáveis aos processos de avaliação e intervenção de utentes com disfunção motora grave e de comunicação. Um dos objectivos fundamentais da avaliação ali levada a cabo é implementar aspectos relacionados com a Comunicação em geral e a autonomia na realização de actividades académicas. Na UTAAC, as actividades são organizadas e adaptadas de modo a facilitar a participação activa da criança/jovem com disfunção motora. Para isso e de acordo com as características de cada caso, utiliza-se uma gama ampla de Tecnologias de Apoio integradas nas referidas actividades, de forma a aumentar e promover a participação plena da criança/jovem com paralisia cerebral em todo o processo de ensino-aprendizagem. Naquela gama de tecnologias de apoio à Comunicação destaca-se o sistema de controlo pelo olhar MYtobii P10 [4] em cuja utilização os técnicos da UTAAC contam já com alguns anos de experiência e que veio significativamente promover a melhoria dos processos de avaliação e intervenção, proporcionando uma melhor qualidade de vida aos utilizadores da UTAAC que dele beneficiam.

3. Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA)

A esclerose lateral amiotrófica (ELA), também designada por doença de Lou Gehrig(por ter afectado Lou Gehrig um dos mais famosos jogadores de baseball dos EUA nos anos 40 do século passado) é uma

Impressão

doença neurológica progressiva e fatal, caracterizada pela degeneração dos neurónios motores, as células do sistema nervoso central que controlam os movimentos voluntários dos músculos, o que leva a uma progressiva degradação de funções motoras essenciais levando a incapacidades graves nas áreas da mobilidade, manipulação e comunicação. Com a morte de neurónios motores, a acção voluntária dos músculos é progressivamente afectada, pelo que os doentes poderão ficar totalmente paralizados nas fases finais da doença [5]. Deve referir-se que a ELA pode revestir ou uma forma ***bulbar*** – em que os grupos musculares da zona oro-facial podem ser afectados em primeiro lugar - conduzindo a uma impossibilidade de comunicação através da fala no início da doença - ou uma forma ***medular***, em que pela progressão da doença os membros inferiores são afectados em primeiro lugar, os superiores depois e por vezes só bastante mais tarde, é afectada a comunicação através da fala. Em [6] são descritas de uma forma detalhada os problemas colocados, no que à comunicação diz respeito em todas as formas de ELA, quer bulbar, quer medular (e também nas chamadas formas "mistas"). Em todos os casos os pacientes acabam por ficar gravemente afectados não só do ponto de vista de comunicação através da fala, mas também através da escrita, quer manual quer através do computador porque a doença afecta gravemente também a área da manipulação (e da mobilidade). Trata-se assim de uma doença extremamente incapacitante, que traz graves consequências para as pessoas que são por ela atingidas, com uma deterioração progressiva da qualidade de vida desses doentes.

O papel das tecnologias de apoio é, como em todos os afectados por incapacidades graves, o de proporcionar uma melhor funcionalidade ao utente, permitindo-lhe uma participação mais activa nos contextos significativos em que se insere, com um consequente aumento da sua qualidade de vida. Os sistemas de *"eye tracking"* têm permitido, quando devidamente enquadrados num programa de intervenção de apoio à Comunicação adequado, ajudar na promoção dessa qualidade de vida. Como foi inicialmente referido, alguns dos autores desta apresentação, cooperam com os Serviços de Neurologia e Medicina Física e Reabilitação do Hospital de Santa Maria (HSM) em Lisboa, fazendo a avaliação dos doentes com ELA para a comunicação aumentativa, para que lhes possam ser prescritas tecnologias de apoio adequadas à sua patologia para que, reafirma-se, possam melhorar significativamente a sua qualidade de vida em todos os seus aspectos. Um programa inovador na utilização de equipamentos de ventilação não invasivo nos doentes com ELA do HSM tem conduzido a uma melhoria substancial na qualidade vida destes doentes [7], verificando-se um aumento da sobrevida dos mesmos e, em consequência, um aumento do número de meses/anos em que os doentes sentem necessidade de tecnologias de apoio à comunicação aumentativa para poderem comunicar com eficácia com todos os parceiros de comunicação dos contextos em que se inserem.

4. Avaliação/Intervenção com Sistemas de "Eye Tracking"

A empresa sueca Tobii [8] é o líder mundial dos sistemas de "eye tracking", quer os destinados à análise de mercado, usabilidade e design, quer os desenvolvidos como tecnologias de apoio à Comunicação com acesso pelo olhar, como é o caso dos equipamentos utilizados no presente trabalho. De uma forma simplificada, pode dizer-se que os sistemas de controlo pelo olhar se baseiam num processo de medição do posicionamento do movimento ocular, obtendo-se uma indicação precisa para onde o utilizador está a "olhar", pelo que se pode utilizar essa posição no ecrã de um computador e o respectivo movimento, como emulação do rato o que, aliado por exemplo a um software de emulação do teclado, permite controlar totalmente as funções do computador e aceder a todos os programas do mesmo, incluindo software para a comunicação com output auditivo por sintetizador de fala. Nas avaliações e intervenções referidas neste artigo, utilizaram-se dois equipamentos da empresa Tobii: o sistema ***MyTobii P10*** [4] e o sistema (portátil) ***CEye 12*** ([9] sendo ambos constituídos – numa descrição muito sucinta - por um computador, um sistema de eye tracking por infravermelhos integrado (no caso do sistema P10) ou como opção (no caso do CEye12). Neste estudo, os dois sistemas foram utilizados com o software para a comunicação (e controlo de ambiente) GRID2 [10]. O sistema ***CEye12***, pela sua portabilidade pode ser integrado numa cadeira de

iberdisca

rodas eléctrica ou manual, possuindo ainda um sistema suplementar de baterias para maior autonomia, um sistema de amplificação sonora para ambientes mais ruidosos e um sistema integrado de controlo de ambiente, o que confere ao seu utilizador autonomia assinalável em diversos contextos.

Fig. 1 Sistema MyTobii P10

Fig. 2 Sistema CEye12

4.1 Caso 1 – Criança com Paralisia Cerebral

Descreve-se seguidamente – de uma maneira muito sucinta - a utilização do equipamento *MyTobii P10* com uma criança com paralisia cerebral, o João A. O João tem actualmente 7 anos de idade, tem uma paralisia cerebral mista - tetraparésia espástica com atetose - e é seguido no Centro de Paralisia Cerebral de Lisboa desde os 3 anos de idade. Está integrado numa Escola Regular numa "Unidade de Apoio à Multideficiência", deslocando-se à UTAAC 2 vezes por semana para treino de tecnologias de apoio à comunicação aumentativa, no qual se inclui o treino de acesso ao computador através do sistema de *"eye tracking"* MyTobii P10. Dada a impossibilidade de se conseguirem obter movimentos dos membros superiores que permitissem aceder com funcionalidade por selecção directa ao computador e a outras ajudas técnicas, foi inicialmente efectuada a avaliação para a utilização como interface, de um manípulo accionado pela cabeça, para utilização de um sistema de acesso por varrimento. Posteriormente, quando a UTAAC teve acesso a um sistema de *"eye tracking"*, fez-se a avaliação do João para este sistema – de selecção directa – tendo-se concluido pelas vantagens em relação a um sistema por selecção por varrimento, nomeadamente pela maior velocidade no acesso, e portanto maior velocidade de comunicação

A figura seguinte mostra a utilização pelo João do sistema de *"eye tracking"* com um programa de escrita por emulação de teclados no ecrã, o programa GRID2 [10].

Fig. 3 Utilização do sistema P10 para a escrita

Iberdrola

O poder proporcionar-se uma ajuda á comunicação a esta criança, foi fundamental para uma melhor integração na sala de aula do ensino regular ; de acordo com a psicóloga que o apoia *"o prazer que manifesta na comunicação e interacção social assim como a alegria que possui, são fundamentais para o seu equilibrio beneficiando muitas das actividades com os seus pares na sala de aula"* .

4.2 Caso 2 – Adulto com Esclerose Lateral Amiotrófica

O segunda caso aqui resumido, refere-se a um adulto de 59 anos de idade do sexo feminino (F.), de formação superior, com uma esclerose lateral amiotrófica do tipo medular e que, quando foi avaliada não tinha praticamente já qualquer comunicação pela fala, sendo extremamente difícil de ser compreendida quer pelos familiares com que mais directamente lida, quer com quaisquer outras pessoas dos seus círculos sociais. Desloca-se numa cadeira de rodas manual, conduzida por uma segunda pessoa, é totatalmente dependente em todas as tarefas da vida diária e não conseguia já comunicar por escrita no computador por ter perdido o controlo dos membros superiores e não poder controlar o rato e/ou aceder ao teclado. Pretendia sobretudo ter acesso à internet para manter contacto com familiares e amigos comunicando à distância, e fazer-se "ouvir" na presença das pessoas utilizando uma voz sintetizada. Quando a F. foi avaliada foram usados sistemas de acesso por varrimento mas, dada a gravidade da situação, também por selecção directa por *"eye tracking".* Dado o facto da F. ter uma situação económica que lhe permite adquirir um sistema de acesso pelo olhar, optou por um destes sistemas portáteis, o sistema *MyTobii CEye 12*, que utiliza suportado num braço articulado que lhe permite aceder ao sistema quer posicionada numa cadeira (de rodas ou outra) quer na posição de deitada. Também com esta utente o software GRID2 está integrado no equipamento, tendo-se elaborado quadros emulados que permitem à F. aceder à internet, controlar o ambiente (televisão, vídeo e outros equipamentos), ver vídeos no equipamento, escrever no Word, aceder ao SKYPE, etc., etc., numa palavra, comunicar na presença e à distancia de uma maneira eficaz, mantendo sempre assim o controlo das situações comunicativas e ficando menos dependente de terceiros.

5. Conclusões

A experiência de vários anos dos autores com sistemas de "eye tracking" como tecnologia de apoio à Comunicação Aumentativa, permite concluir pelas suas vantagens, sobretudo quando utilizados como interface multimodal e com o software adequado, numa perspectiva holística e com o utilizador final no centro da tomada de decisão. São no entanto ainda sentidas algumas limitações de carácter técnico destes sistemas para que se possam tornar totalmente eficazes em todas as situações reais de utilização com portadores de deficiência. Na verdade, e se no caso dos sistemas de "eye tracking" para marketing, o software de apoio aos mesmos atingiu elevada sofisticação e permite obter resultados muito concretos, o mesmo infelizmente não ocorre ainda nos sistemas de "eye tracking" para pessoas com deficiência. Nestes são ainda sentidas limitações no software de análise do olhar que, na nossa opinião e baseado na nossa experiência, deveria permitir abrir mais "janelas" sobre aquilo que verdadeiramente o utilizador está a "ver" e o modo como está a controlar o olhar – por exemplo através do registo em tempo real do movimento de ambos os olhos. No âmbito deste projecto de utilização destes sistemas com pessoas portadoras de deficiência, os autores estão a participar no desenvolvimento de software que faz esse registo e que estará disponível a muito breve prazo para ser integrado nos equipamentos. Noutra perspectiva, deve também referir-se que o preço ainda elevado destes equipamentos, leva a que a prescrição dos mesmos por parte dos profissionais de saúde seja ainda infelizmente extremamente limitada, situação que eventualmente será ultrapassada num futuro próximo, quer pela maior consciencialização dos profissionais sobre as vantagens da utilização destes sistemas nas pessoas com disfunções neuromotoras graves, quer pela integração previsível generalizada das tecnologias de *"eye tracking*" nos equipamentos informáticos

Iberdisca

destinados ao grande público, o que fará baixar drásticamente o seu preço final, com benefícios evidentes para os utilizadores com disfunções neuromotoras graves.

Referências

[1] www.anditec.pt

[2] http://partilha-entre-maes.blogspot.com/2008/11/utaac-unidade-de-tcnicas-aumentativas-e.html

[3] Andrada MG, et al, Estudo Europeu da Etiologia da paralisia Cerebral – Região de Lisboa, Monografia editada pela APPC; 2005

[4] http://www.tobii.com/en/assistive-technology/global/products/hardware/mytobii-p10/

[5] http://www.alsa.org/

[6] Beukelman D., Garret K. and Yorkston K., (eds) "Augmentative Communication Strategies for Adults with Acute or Chronic Medical Conditions", Baltimore, Paul Brooks Publishing; 2007

[7] Anabela Pinto et al., "Home Telemonitoring of Non Invasive Ventilation Decreases Healthcare Utilization in a Prospective Controlled Trial of ALS Patients" in Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 81 11 (2010)

[8] www.tobii.com

[9] http://www.speechbubble.org.uk/device/tobii-ceye-module-tobii-c12/

[10] http://www.anditec.pt/acessibilidade-digital/interfaces/teclado/162-grid-2.html

Iberdiscap

Estimação DOA em tempo real por arranjo de microfones

André Gontijo[1], Ricardo Zelenovsky[2]

[1]Universidade de Brasilia/Faculdade de Tecnologia: Brasília, Brasil. andretomaz@gmail.com

[2]Universidade de Brasilia/Faculdade de Tecnologia: Brasília, Brasil. zele@unb.br

Resumo.

Este trabalho propõe uma implementação prática para estimação em tempo real da direção de chegada (DOA) de frentes de ondas sonoras por arranjo de microfones, com possível aplicação em próteses auditivas inteligentes.

Palavras chave: DOA, SRP-PHAT, prótese auditiva, *tracking* sonoro.

1. Introdução e conteúdo

A utilização de arranjo de sensores para a localização de fontes emissoras de ondas tem despertado grande interesse por sua vasta gama de aplicações. Entre elas estão a prótese auditiva inteligente, sistemas de teleconferência com detecção automática do interlocutor, radares com antenas fixas, sonares, rastreadores de animais por ondas de calor, exames médicos de precisão, entre outros.

Arranjos de sensores podem estimar a direção da fonte do sinal, o que viabiliza um sistema que direcione o diagrama de radiação a fim de permitir uma maior eficiência e grau de seletividade. Neste sentido, diferentes métodos foram desenvolvidos para a estimação da direção de chegada como o GCC-PHAT [1], CAPON [2], MUSIC [3], ESPRIT [4], SRP-PHAT [6], WAVES [9] e TOPS [10].

Os arranjos de microfones possuem aplicações diretas na seletividade espacial de sinais sonoros para ambientes ruidosos e ambientes que possuam alto nível de reverberação, nos quais se deseja atenuar sinais que não os de interesse para o ouvinte. [2]

Neste contexto, um sistema de rastreamento de sinais sonoros combinado com algoritmos de filtragem espacial pode possibilitar o desenvolvimento de próteses auditivas com seletividade espacial adaptativa. Esta categoria de Próteses Auditivas Inteligentes (PAI) pode restabelecer a capacidade de percepção espacial dos sons de um usuário afetada pela deficiência auditiva, além de proporcionar melhor relação sinal-ruído e qualidade sonora.

Na seção 2 é modelado o problema de estimação da direção de chegada de ondas sonoras, é apresentada a estrutura do algoritmo SRP-PHAT para estimação DOA (*Direction Of Arrival*) e é proposto o hardware para aquisição, amplificação e filtragem dos sinais sonoros. Na seção 3 são mostrados os resultados experimentais obtidos. A seção 4 apresenta nossas conclusões e trabalhos futuros.

2. Metodologia

2.1. Modelo do problema

Considere um arranjo linear de microfones, espaçados de d metros. Sobre esse arranjo incide um sinal sonoro proveniente de uma direção θ. Nesta situação, teríamos:

iberusap

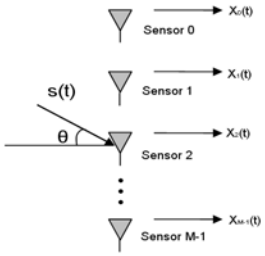


Fig 1. Sinal incidente no arranjo linear de microfones

O sinal incidirá primeiro no sensor 0, que será considerado como referência. O sinal percebido pelo sensor 1 terá uma defasagem temporal em relação ao sensor 0, que depende da velocidade de propagação da onda. Deste modo, o atraso entre sensores pode ser obtido por (1):

$$t = \frac{d \,.\, sen(\theta)}{v} \tag{1}$$

Essa defasagem no tempo pode ser convertida para defasagem angular um sinal a partir da velocidade angular ω em (2), em que f é a freqüência da onda incidente. A defasagem pode então ser avaliada em termos do comprimento de onda como em (3).

$$\varphi = \omega \cdot t = 2\pi f \cdot \frac{d \cdot sen(\theta)}{v} \tag{2}$$

$$\varphi = 2\pi \cdot \frac{d \cdot sen(\theta)}{\lambda} \tag{3}$$

Por hipótese, se considera que cada canal é corrompido por um ruído ambiente gaussiano branco $n(t)$ em cada elemento do arranjo, e para K sinais incidentes no arranjo, teríamos:

$$\begin{bmatrix} x_0 \\ x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_{M-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \cdots & 1 \\ e^{-j\varphi_0} & e^{-j\varphi_1} & & e^{-j\varphi_{K-1}} \\ e^{-2j\varphi_0} & e^{-j2\varphi_1} & & e^{-2j\varphi_{K-1}} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ e^{-(M-1)j\varphi_0} & e^{-(M-1)j\varphi_1} & \cdots & e^{-(M-1)j\varphi_{K-1}} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} s_0(t) \\ s_1(t) \\ s_2(t) \\ \vdots \\ s_{K-1}(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} n_0(t) \\ n_1(t) \\ n_2(t) \\ \vdots \\ n_{(M-1)} \end{bmatrix} \tag{4}$$

Ou, alternativamente:

$$X(t) = A\left(\varphi(\theta)\right) \cdot S(t) + N(t) \tag{5}$$

Em que $A\left(\varphi(\theta)\right)$ representa uma matriz denominada de Matriz de Vetores Volantes.

Iberdiscap

2.2. O algoritmo SRP-PHAT

Considere o sinal recebido por dois sensores $\mathbf{i}$ e $\mathbf{j}$ pertencentes ao arranjo. Denomina-se o quadro de amostras recebido por esses microfones por $x_i(n)$ e $x_j(n)$. A equação (6) define a correlação cruzada entre os dois sinais, onde E[] representa o operador Valor Esperado como:

$$R_{xixj}(\tau) = E\left[x_i(n)x_j(n-\tau)\right] \tag{6}$$

Definimos a função de correlação cruzada generalizada (*GCC – Generalized Cross-Correlation*) [1], como:

$$R_{xixj}(\tau) = E\left[\left(h_i(n) * x_i(n)\right)\left(h_j(n-\tau) * x_j(n-\tau)\right)\right] \tag{7}$$

na qual $\mathbf{h_i(n)}$ e $\mathbf{h_j(n-\tau)}$ representam possíveis funções de filtragem, que são aplicadas antes do cálculo da correlação entre os sinais $x_i(n)$ e $x_j(n)$. Para o algoritmo SRP-PHAT, a função de filtragem é a transformada de fase (*PHAT - Phase transform*)

Podemos, ainda, representar a correlação cruzada generalizada no domínio da freqüência. Para este caso, a equação 7 é reescrita na forma:

$$\boldsymbol{\emptyset}_{xixj}(\omega) = \left[\left(H_i(\omega) * X_i(\omega)\right)\right]\left[\left(H_j(\omega) * X_j(\omega)\right)\right]^* \tag{8}$$

Para o caso de N amostras discretas do sinal, vamos utilizar ω de forma que:

$$\omega_k = \frac{2\pi k}{N} \tag{9}$$

Deste modo, reescrevemos a equação 8 em função dos $\mathbf{k}$ índices de freqüência discreta, resultando em:

$$\boldsymbol{\emptyset}_{xixj}(\omega) = \left[\left(H_i(k) * X_i(k)\right)\right]\left[\left(H_j(k) * X_j(k)\right)\right]^* \tag{10}$$

Assim, uma aproximação da correlação cruzada generalizada pode ser calculada pela Transformada Inversa de Fourier Discreta (IDFT) da equação (10), ou seja:

$$R_{xixj}(\tau) = \frac{1}{M}\sum_{k=0}^{M-1} \boldsymbol{\emptyset}_{xixj}(k) e^{j\frac{2\pi k\tau}{M}} \tag{11}$$

O termo τ é o atraso em amostras que maximiza a função de correlação. Este atraso é o considerado para o cálculo da direção de chegada (DOA).

A escolha do termo de pré-filtragem depende do tipo de ponderação que se deseja conferir ao espectro espacial. Para situações com baixa relação sinal-ruído, se deseja uma função que atenue principalmente as freqüências que compõem o ruído. Para o caso de filtros na faixa de freqüência de voz, por exemplo, pode-se rejeitar freqüências nas bandas superiores a $6\mathbf{kHz}$, o que reduz a interferência de ruídos de alta freqüência como os emitidos por equipamentos eletrônicos.

Existem diferentes tipos de pré-filtros como ML (Maximum Likehood), SCOT (Smoothed Coherence Transform), Roth e PHAT (Phase Transform)[7], [12], [13].

Iberdiscap

Em um ambiente reverberante, ao invés de obtermos um pico claro e definido como resposta para a estimação da direção de chegada, obtemos uma série de picos secundários com diferentes defasagens (ecos do sinal), atenuados por um fator α . Para este caso, a função de correlação cruzada entre os sinais é dada por:

$$R_{x1x2}(\tau) = R_{SS}(\tau) * \sum_i \alpha_i \ \delta(\tau - D_i) = \sum_i R_{SS}(\tau - D_i) \tag{12}$$

na qual $\mathbf{D_i}$ representa o atraso em amostras para o i-ésimo sinal reverberante e $\alpha_\mathbf{i}$ seu fator de atenuação em relação ao sinal desejado.

Sendo assim, temos múltiplos picos para a função de correlação cruzada, que correspondem aos múltiplos sinais incidentes no arranjo, mas que, de fato, são reflexões de um único sinal. Esses picos serão somados na função de correlação cruzada final, o que dificulta, ou mesmo inviabiliza, a estimação do atraso τ nessas circunstâncias.

Para minimizar o efeito de espalhamento espectral ocasionado pelas reflexões do sinal em ambiente reverberante, escolhemos a função de pré-filtragem $\gamma_{ij}(k)$ como:

$$\gamma_{ij}(k) = \frac{1}{|\emptyset_{x1x2}(\omega)|} \tag{13}$$

em que:

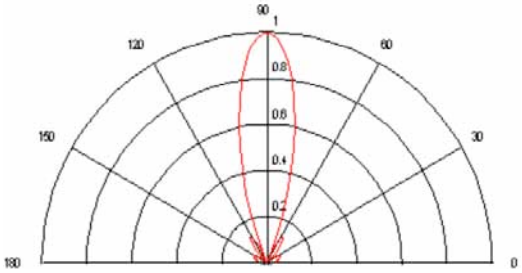
$$\emptyset_{x1x2}(\omega) = X_1(\omega)X_2(\omega)^* \tag{14}$$

Esta função de pré-filtragem tem a propriedade de reduzir a função de densidade espectral da correlação cruzada a um impulso:

$$R_{x1x2}{}^{PHAT}(\tau) = \delta(\tau - D) \tag{15}$$

Ou seja, desde que o ruído seja não correlatado, podemos aplicar a transformada de fase (PHAT) na função de correlação cruzada para obter como resposta um impulso centrado no atraso estimado $\mathbf{D}$. Esta técnica é utilizada para minimizar a dispersão espectral causada pelas reflexões do sinal em ambientes reverberantes [12], [13].

Uma vez estimada a direção de chegada correta, podemos aplicar um algoritmo de filtragem espacial como o CAPON – ou MVDR [2], [11]. Após esta etapa de filtragem espacial, o diagrama de recepção do arranjo apresentará grande ganho relativo na direção de chegada escolhida (*beamforming*) o que otimiza a relação sinal-ruído e atenua sinais provenientes das outras direções. Esta capacidade de apontar o lóbulo de recepção para a direção de chegada do interlocutor, em tempo real, constitui premissa básica para a Prótese Auditiva Inteligente.



Uberdiscap

Fig 2. Diagrama de recepção de um arranjo de sensores para DOA de 90º

2.3. Hardware

Para baratear o custo do hardware, na aquisição dos sinais sonoros são utilizados microfones de eletreto. Os sinais adquiridos são amplificados e filtrados por circuito com amplificadores operacionais ativos na configuração de amplificação de instrumentação.

A filtragem analógica é realizada por filtros tipo *Bessel* de forma que o atraso de grupo seja o mais constante possível na banda passante. A resposta do circuito para ganho, fase e atraso de grupo está representada na figura 3. A topologia escolhida é a *Sallen-Key*.

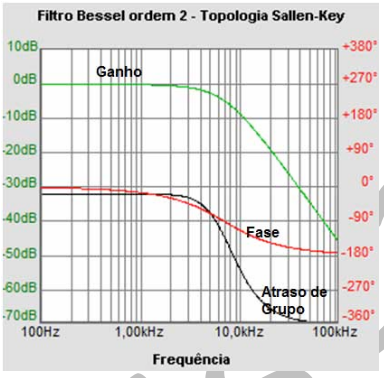


Fig 3. Filtragem analógica Bessel de 2ª ordem

Os sinais são digitalizados à taxa de amostragem de 14*Khz*, com 16 bits de resolução e os quadros utilizados para o cálculo da direção de chegada são compostos de 5.000 amostras cada. No estágio atual de desenvolvimento da prótese auditiva inteligente, os circuitos foram implementados em circuito impresso e o processamento de sinais realizado em ambiente *Matlab*.

3. Resultados e discussão

Como forma de avaliar o desempenho do estimador de ondas sonoras foram realizados ensaios com uma fonte sonora fixa e com uma fonte sonora em movimento.

Com vistas a caracterizar o comportamento do estimador de direção de chegada sob a hipótese de uma fonte espacialmente fixa, foram realizadas simulações com uma fonte sonora contínua para os ângulos 0º, 15º, 30º e 45º para os setores à direita – designados por “D”, e à esquerda – designados por “E” – do arranjo linear.

Para o caso da fonte sonora fixa à 45º à direita do arranjo, temos:

iberus cap

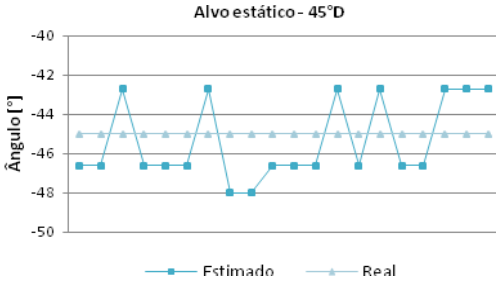


Fig 4. Ângulo estimado para alvo fixo em 45º à direita

Abaixo, resumo dos ensaios com fonte sonora fixa:

Ensaio	Erro médio	Desvio-Padrão
45°E	4.46°	0.32°
30°E	3.62°	0.70°
15°E	3.61°	1.71°
0°	3.61°	0.29°
15°D	1.90°	0.00°
30°D	1.99°	0.45°
45°D	1.98°	0.46°
Média	**3.02°**	**0.56°**

Tab1. Resumo estatístico dos ensaios

De forma a caracterizar o comportamento dinâmico do sistema de rastreamento da direção de chegada, foram realizados experimentos variando-se o tipo de movimentação que é realizado pela fonte sonora. Esta simulação visa a caracterizar a capacidade do estimador em acompanhar uma fonte sonora em movimento, simulando um ambiente em que a prótese auditiva inteligente poderia atuar.

Iberdiscap

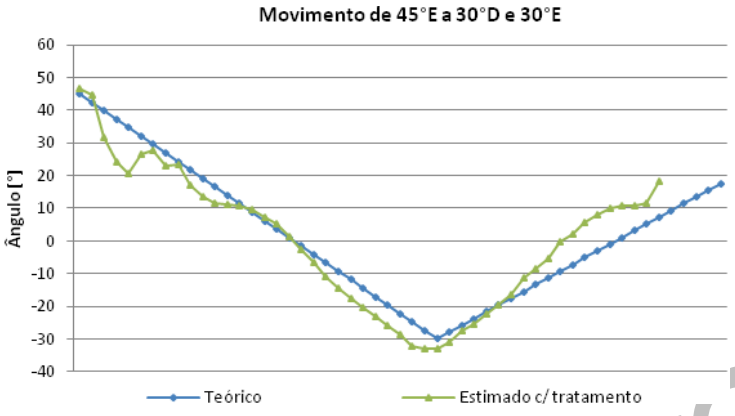


Fig 5: Movimento angular uniforme de -45ºD a 30ºD a 30ºE

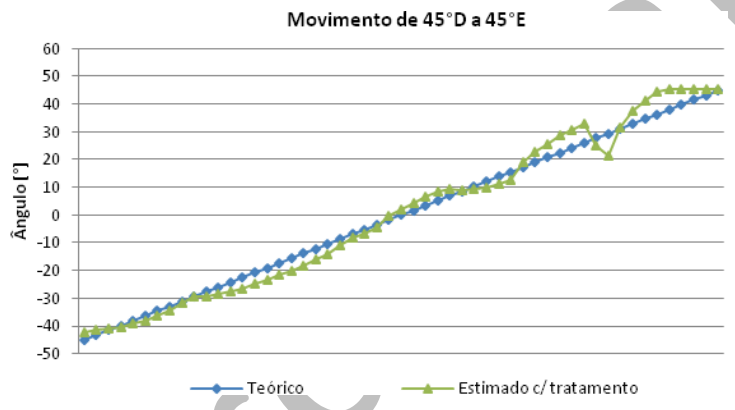


Fig 6: Movimento angular uniforme de -45ºD a 45ºE

A seguir, apresentamos o resumo de todos os ensaios dinâmicos realizados:

Ensaio	Porcentagem erros < 3°	Porcentagem erros < 5°
0° a 45°D	82%	96%
0° a 45°E	44%	69%
45°D a 45°E	56%	83%
45°E a 30°D e 30°E	30%	42%
Média	**53%**	**73%**

Tab 2. Resumo estatístico dos ensaios dinâmicos

4. Conclusões e trabalhos futuros

A estimação da direção de chegada tem importantes aplicações em radares, sonares, sistemas de comunicação móvel e equipamentos médicos. No contexto dos equipamentos médicos, encontra-se a prótese auditiva inteligente.

A Prótese Auditiva Inteligente (PAI) seria um dispositivo capaz de rastrear e acompanhar alvos sonoros, amplificando os sons de maneira espacialmente seletiva. Essa capacidade de selecionar direções no espaço para amplificação em tempo real pode prover ao usuário uma melhor relação de sinal-ruído, melhor qualidade e fidelidade sonora, além de possibilitar a recuperação da capacidade natural de percepção e filtragem espacial dos sons que muitas vezes é perdida por ocasião de uma deficiência do aparelho auditivo.

No atual estágio de desenvolvimento da PAI, o esforço se concentra na análise do desempenho de algoritmos aplicáveis ao problema da direção de chegada quando em situações reais e no estudo dos critérios e parâmetros envolvidos, como o espaçamento entre sensores, a largura de banda dos sinais captados, o efeito da reverberação e multi-caminho, entre outros.

Encontrados os parâmetros ótimos para uso de estimadores da direção de chegada em prótese auditiva inteligente e as restrições aplicáveis, o trabalho será o esforço de miniaturização do circuito de aquisição, digitalização e processamento dos sinais digitais. Além disso, a procura por algoritmos com alta eficiência computacional é imperativa, visto que a disponibilidade computacional para dispositivos portáteis é reduzida.

Referências

[1] Knapp, C.H. and Carter, C., "The *generalized correlation method for estimation of time delay"*, IEEE Transactions on ASSP, 24, pp 320-327.

[2] Capon J. "*High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis*." Proc. IEEE 1969: 57, 1408-1418.

[3] Schmidt, R.O, "*Multiple Emitter Location and Signal Parameter Estimation*," IEEE Trans. Antennas Propagation, Vol. AP-34 (March 1986), pp.276-280.

[4] Kailath, "*Direction* of *arrival estimation* of *subspace rotation methods-ESPRIT*," in. Proc. ICASSP 1986, Tokyo, Japan.

[5] Suchita W.V. , K. D. Kulat, "*Robust Algorithms for DOA Estimation and Adaptive Beamforming for Smart Antenna*

Application", Second International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology, ICETET-09.

[6] H. Do and H. F. Silverman, "Stochastic *Particle Filtering: A fast SRP-PHAT single source localization algorithm***,**" in Proceedings of the IEEE Workshop on Applications of Acoustics, Speech, and Signal Processing 2009 (WASPAA 2009), New Paltz, New York, Oct. 2009, pp. 213 – 216.

[7] Y. Gao, M.J. Brennan and P.F. Joseph **"***A comparison of time delay estimators for the detection of leak noise signals in plastic water distribution pipes***"** Journal of Sound and Vibration, Volume 292, Issues 3-5, 9 May 2006, Pages 552-570.

[8] AndersM.Johansson "Implementations strategies for array localization algorithms based on the SRP-PHAT" 'BlekingeTekniskaHogskola,Ronneby,Sweden.

[9] E. Di Claudio and R. Parisi, "*WAVES*: *Weighted average of signal subspaces for robust wideband direction finding*", IEEE Trans. On Signal processing, vol 49no. 10, pp 2179-2190, Oct. 2001.

Iberdiscan

[10] Y.S Yoon, L. Kaplan and J. McClellan, "TOPS: New DOA estimator for wideband signals", IEEE Transactions on Signal processing, vol 54, no. 6, June 2006.

[11] C.Yue-Bin, W. Jie, L. Yong-Fa "*Broadband Adaptive Beamforming Using UIA-MVDR Algorithm*", Wireless Communications, Networking and Mobile Computing, 2007. WiCom 2007.

[12] C. Zhang; Florencio, D. ; Z. Zhang,*"Why does PHAT work well in lownoise, reverberative environments?"* Acoustics, Speech and Signal Processing, 2008. ICASSP 2008. Pages: 2565 – 2568.

[13] G. C. Carter, A. H. Nuttall, and P. G. Cable, "The smoothedcoherence transform (SCOT)," Tech. Rep., Naval UnderwaterSystems Center, New London Lab., 1972.

Iberdiscap

Concepção e modelagem de mapa tátil sonoro de uma rota acessível

João Vilhete Viegas d'Abreu[1], Núbia Bernardi[2], Bruno Leal Bastos[3], Cristiane Matsushita Ferreira[4], Giovanni Andreas Capeli[5], Renato José Martins[4]

[1]Universidade Estadual de Campinas/Núcleo de Informática Aplicada à Educação (NIED): Caixa Postal 6082, Unicamp, CEP: 13083 – 970, Campinas, São Paulo, Brasil. Tel. +55 19 35217136, Fax. +55 19 35217350, jvilhete@unicamp.br

[2]Universidade Estadual de Campinas/Faculdade de Engenharia Civil Arquitetura e Urbanismo, Departamento de Arquitetura e Construção, Cidade Universitária Zeferino Vaz, Av. Albert Einstein 95, CEP:130830-852, Campinas, São Paulo, Brasil.,

Tel.+55 19 35212469nubiab@fec.unicamp.br

[3]Mestrando em Engenharia Elétrica na Faculdade de Tecnologia – FT/UNICAMP

[4]Graduandos do curso de Mecatrônica da Unicamp

[5]Graduando do curso de Arquitetura e Urbanismo FEC/UNICAMP

Resumo

Este artigo tem como baseuma pesquisa que delimita as diretrizes para a concepção, modelagem e implementação de um mapa tátil e sonoro para o campus da Universidade Estadual de Campinas, Brasil. O objetivo principal da pesquisa é desenvolver e oferecer uma ferramenta de auxílio na orientação espacial aos indivíduos com deficiência visual que percorrem o campus, identificando previamente as barreiras arquitetônicas existentes no percurso. Este instrumento de leitura será desenvolvido através da investigação da configuração física e arquitetônica do campus, da delimitação de uma Rota Acessível e da implementação de dispositivos digitais que permitam explorar o potencial perceptivo do usuário. Trata-se da utilização de um instrumento de leitura de forma aberta, sem restrição, para o uso público geral. O instrumento deverá expressar os conceitos do Desenho Universal. Espera-se, com este trabalho, contribuir com a demanda da inclusão social e espacial referente ao ambiente físico e urbano.

Palavras-chave: Desenho Universal, Mapa Tátil Sonoro, Orientação Espacial

1. Introdução

A descrição de um ambiente através de mapas táteis é um importante instrumento para a orientação espacial e consequentemente um importante elemento da aplicação do Desenho Universal, que é compreendido como sendo o projeto de produtos, ambientes e comunicação para ser usado pelas pessoas em condições de igualdade. A compreensão de um ambiente construído, a percepção do espaço e navegação em um ambiente interno ou externo, permite potencializar o uso das habilidades individuais através de respostas sensoriais do indivíduo. Um mapa tátil pode oferecer uma condição de locomoção segura e autônoma para indivíduos com diferentes habilidades visuais, estimular o uso do resíduo visual dos indivíduos com baixa visão através da leitura do ambiente e, principalmente, ampliar o potencial de uso do espaço construído, garantindo assim inclusão social e cultural [1]. No contexto do Desenho Universal um mapa tátil pode ser inserido nos princípios de uso equitativo, flexibilidade de uso e informação perceptível [2].

Ibervisão

Indivíduos com deficiência visual necessitam, para se locomover, do conhecimento prévio do espaço, da posição em que se encontram neste espaço, e quais as atividades e barreiras alteram sua posição relativa à locomoção neste ambiente. Uma correta orientação espacial pode assegurar um percurso autônomo e confiante. Para que isso ocorra de forma eficiente, torna-se necessária a aplicação de elementos informativos próprios do lugar que possam ser traduzidos para uma imagem mental, configurando-se como elementos redutores das barreiras comunicacionais.Arquitetura e sinalização devem estar unidas na orientabilidade do usuário, já que o percurso em um ambiente é percebido através das informações que o espaço oferece, sejam elas visuais, táteis ou sonoras. Este percurso pode ser definido como Rota Acessível que "consiste no percurso livre de qualquer obstáculo de um ponto a outro (origem e destino) e compreende uma continuidade e abrangência de medidas de acessibilidade" [3].

Este artigo trata do processo de concepção, modelagem e implementação de mapa tátil sonoro para o campus da Universidade Estadual de Campinas, tendo como ponto de partida a delimitação de uma Rota Acessível para o Campus. Este trabalho está inserido nos âmbitos de um projeto de pesquisa, em andamento, "**Orientação Espacial no Campus da Unicamp: Desenvolvimento de um mapa de uso tátil e sonoro como ferramenta de auxílio ao percurso do usuário**", financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP. Deste projeto participam pesquisadores em Robótica Pedagógica do Núcleo de Informática Aplicada à Educação – NIED, docentes e alunos da Faculdade de Engenharia Civil, Arquitetura e Urbanismo – FEC, alunos da Faculdade de Engenharia Mecânica/Mecatrônica – FEM, da Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação – todos da Unicamp. O foco principal da apresentação deste artigo é descrever a concepção do mapa tátil sonoro, a partir do desenvolvimento de circuitos de hardware e software que possibilitam automação e controle deste equipamento.

1.1. Objetivos

O objetivo principal do projeto é desenvolver e executar uma ferramenta de auxílio ao deslocamento seguro de indivíduos com deficiência visual que percorrem o campus da Unicamp. É utilizado o recurso dos mapas táteis topológicos, instrumentos de leitura que identificam uma rota específica, indicam as barreiras arquitetônicas existentes no ambiente e auxiliam o usuário na orientação espacial. Este uso se justifica, não somente, pelo número de pessoas com deficiência visual que freqüentam o campus universitário, mas também, pelo número de idosos e pessoas que não conhecem esse local e que circulam, principalmente, pelo setor do Hospital das Clínicas.

O enfoque principal trata da disponibilização de recursos tecnológicos que possibilitam pessoas obterem informação de forma autônoma, fácil e segura sobre locais por onde circulam. Nesse contexto, uma dasatividades de pesquisado projeto consiste no estudo de diferentes componentes e/ou circuitos eletrônicos que possibilitam a implementação de sistemas embarcados de *hardware*, passíveis de serem incorporados ao instrumento mapa tátil sonoro. Um desses componentes, atualmente em estudo é o *Chip Voice*.

O projeto tem como objetivos específicos:

1. Analisar a Rota Acessível delimitada e sua transposição para o instrumento tátil sonoro, através do levantamento das necessidades de locomoção dos usuários e informações sobre o campus.

2. Realizar a adequação do mapa tátil sonoro para inclusão dos recursos de sonorização, desenvolvendo *hardware* e *software* adequados para a tarefa.

3. Construir um mapa em escala utilizando o processo de prototipagem rápida.

4. Elaborar o projeto definitivo do mapa tátil sonoro, utilizando simbologias apropriadas e universais para a legibilidade por pessoas com deficiência visual.

Ibérdisc

5. Realizar atividades de caráter didático-pedagógico (nos ateliers de projeto arquitetônico dos cursos de arquitetura e engenharia civil) sobre a concepção e desenvolvimento do instrumento de leitura.

1.2. Fundamentação teórica

Este projeto está fundamentado em uma ampla revisão teórica da literatura, abordando temas como os relacionados a investigações sobre o processo de projeto arquitetônico[4]. O impacto da aplicação do Desenho Universal no contexto social [5]. A configuração física e arquitetônica do campus da Unicamp, com a delimitação de diretrizes para a implementação de uma Rota Acessível[6]. Estudos de instrumentos de orientação espacial, mapas no contexto da cartografia tátil [7]. Mapas no contexto da cartografia tátil [8]. E, finalmente, na concepção, implementação e uso de maquetes táteis e sonoras no contexto da robótica pedagógica [9]. Este artigo tem como proposta descrever o histórico de trabalho da equipe e apresentar as atividades desenvolvidas nas etapas preliminares de concepção e modelagem deste instrumento de leitura.

1.2.1. Estudos e ações afirmativas que originaram o grupo de pesquisa em mapas táteis sonoros da Unicamp.

Na Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) várias iniciativas têm sido implementadas para garantir a acessibilidade no campus. Algumas destas ações fundamentaram a elaboração desta pesquisa. Primeira iniciativa, projeto "Desenvolvimento de Dispositivos Robóticos Integrando o Estudo de Cartografia Tátil e Geração de Material Didático para Portadores de Deficiência Visual"(Ventorini, 2005) [10]. Segunda iniciativa, tese de doutorado de (Bernardi, 2007) intitulada "A aplicação do conceito do Desenho Universal no ensino de arquitetura: o uso de mapa tátil como leitura de projeto". Terceira iniciativa, o projeto de Iniciação Científica de (Beltramin, 2009) "Orientação e inclusão espacial aos deficientes visuais: diretrizes para o projeto e execução de uma rota acessível e de um mapa tátil para o campus da Unicamp".

A primeira ação, o desenvolvimento de mapas táteis sonoros, teve como base atividades de pesquisa cujos resultados demonstraram que este recurso tecnológico pode ser utilizado por pessoas deficientes visuais. O projeto tinha como enfoque principal o uso do mapa tátil sonoro em sala de aula, junto a um público restrito de professores e alunos, deficientes visuais, desenvolvendo atividades de ensino-aprendizagem. A proposta inicial era a criação de um ambiente sensorial para ensino de Cartografia Tátil aos alunos cegos[11]

A segunda ação que fundamenta a pesquisa do mapa tátil sonoro para o campus da UNICAMP foi a tese de doutorado que investigou contribuições para o exercício de projetar visando principalmente à acessibilidade no ambiente construído, detectando em qual etapa do projeto arquitetônico a influência da percepção do usuário torna-se imprescindível. O estudo procurou entender como o espaço construído estimula a participação do indivíduo, como os indivíduos com diferentes habilidades visuais orientam-se neste espaço e como os arquitetos podem utilizar esta experiência em seu trabalho.

A terceira ação foi o trabalho de Iniciação Científica "Orientação e inclusão espacial aos deficientes visuais: diretrizes para o projeto e execução de uma Rota Acessível para o campus da Unicamp"que teve como principal objetivo desenvolver uma ferramenta de auxílio aos indivíduos com deficiência visual que frequentam a universidade. Na Figura 1, grifos em vermelho, concentrações primárias, representam o principal fluxo de pedestre no campus, o que permitiu elaborar o traçado da Rota Acessível.

Iberdisap

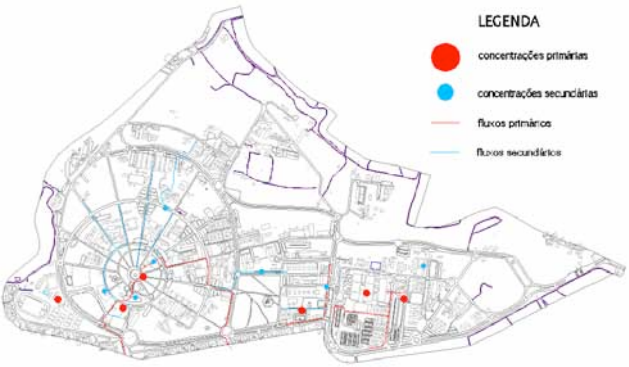


Figura 1. – Mapa de fluxos e concentrações de pedestres no campus da UNICAMP. Fonte: Beltramin et al, 2009.

2. Metodologia

A metodologia desta pesquisa utiliza os preceitos de uma simulação de um ambiente através da modelagem de mapa físico feito em escala, controlado por meio da interação dinâmica entre os sujeitos envolvidos –frequentadores do campus da Unicamp- e o instrumento de leitura. A modelagem será feita através da construção de uma maquete física (mapa tátil e sonoro) passível de manipulação. O mapa tátil e sonoro é confeccionado com base em processos de prototipagem rápida que é um processo aditivo de fabricação de objetos em três dimensões, através da deposição sucessiva de camadas de material, até a formação completa de um modelo físico[12] A metodologia utilizará a pesquisa de campo para realizar testes de aceitabilidade do instrumento de leitura. Além disso, desenvolvimento e implementação de sistemas embarcados de*hardware* e *software*para automação e controle da maquete tátil sonora. Os dados coletados na pesquisa de Iniciação Científica referenciada anteriormente, serão utilizados na configuração física e construtiva do campus, identificação dos principais fluxos e acessos de pedestres; notação da existência de sinalização adequada para realização do percurso; situação viária do campus.

2.1. Implementação do Mapa Tátil Sonoro

A obtenção de um mapa tátil sonoro consiste basicamente do seguinte desenvolvimento:

- **Concepção**: discussão de estratégias que possibilitam a transformação do espaço físico real em uma representação, em escala, de maneira analógica e abstrata, porém mantendo-se as características físicas construtivas deste espaço.

- **Construção**: consiste na elaboração de um instrumento de leitura em 03 dimensões. A pré-elaboração inicia-se com a criação do desenho virtual, usando um software capaz de fazer desenhos arquitetônicos através de programas específicos (por exemplo, AutoCAD – *Computer-Aided Design* – projeto auxiliado por computador). O mecanismo de funcionamento da maquete tátil sonora baseia-se na leitura de sensores sensíveis ao toque, que mudam de estado, a partir do meio externo, ao ser pressionado pelo usuário. A implementação destes dispositivos tem o objetivo de permitir que o usuário possa ter ao mesmo tempo o reconhecimento tátil de um determinado espaço físico acompanhado de uma informação sonora facilitando assim, a sua localização espacial. Esses sensores, quando inseridos em uma determinada maquete, são os elementos que dão “voz” a maquete [13].

- **Disponibilização**: uma vez instalado o mapa tátil sonoro em local apropriado para o uso público, será feita uma análise crítica do instrumento de leitura através das seguintes etapas:

Ibersid

1. verificação da usabilidade deste instrumento em relação à sua manipulação;
2. compreensão e legibilidade da simbologia arquitetônica representada;
3. verificação das características arquitetônicas da edificação real e sua representação no mapa.

3. Resultados e discussão

O desenvolvimento da pesquisa até este momento permite alguns questionamentos preliminares acerca das fases de construção do mapa. A implementação de um Mapa Tátil Sonoro pode ser divida em três partes: Desenvolvimento de circuitos de hardware de que se constitui a maquete. Desenvolvimento de software que possibilitam automação, acionamento e controle da maquete. Construção física do dispositivo robótico (maquete propriamente dita). A seguir apresenta-se uma breve descrição de cada uma dessas partes.

Uma forma de se pensar o processo de automação e controle de uma maquete ou qualquer dispositivo robótico consiste na utilização de um microcomputador a qual esse determinado dispositivo é conectado e, que gerencia toda a ativação dos sensores conectados no dispositivo à medida que são acionados pelo usuário conforme mostrado na Figura 2.Nesse contexto de projeto de pesquisa, o desenvolvimento de circuitos de hardware tem se constituído em atividades que vêm sendo realizadas em diferentes etapas sendo que cada uma delas representa fases importantes de estudos e de aprimoramento para a realização da fase seguinte, que, a seguir serão descritas resumidamente.

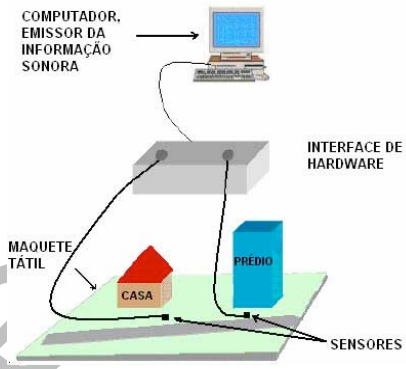


Figura 2. Esquema do processo entre a interface de hardware e da maquete física. Fonte: D'Abreu e Martins, 2008.

Primeira Fase de Implementação de Circuitos:

Circuitos implementados nessa fase tinham por objetivo controlar a maquete apartir de um microcomputador. Ou seja, uma vez acionados os botões que são os sensores da maquete,a partir de uma interface eletrônica conectada ao microcomputador e à maquete,que por sua vez, estão representando um determinado espaço físico, é pronunciado pelo computador o nome deste objeto ou espaço que ele representa.

Segunda fase de implementação de Circuitos:

Desenvolvimento de um equipamento de baixo custo, depois de concluída a primeira fase de circuitos eletrônicos, estudos e pesquisas direcionaram-se adesenvolver um sistema eletrônico que não necessitasse de computador para funcionar. Passou-se então a estudar a viabilidade de uso de

componentes eletrônicos do tipo MP3 e MP4, conforme representado na Figura 3,como dispositivos para armazenamento e execução e controle dos sensores da maquete. Entretanto, por razões de ordem tecnológica do MP4, esse dispositivo demonstrou ser inadequado.

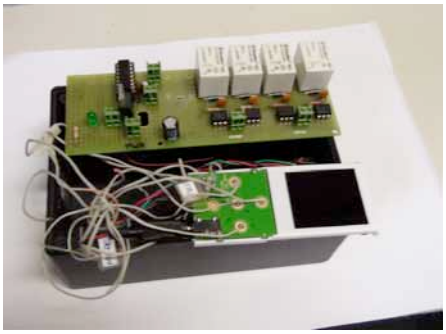


Figura 3. Vista interna do circuito utilizando o MP4. Fonte: foto dos autores, 2009.

Terceira fase de implementação de Circuitos:

A fase atual do projeto (primeiro semestre de 2010),tem por objetivo a criação de um sistema embarcado. Ou seja, implementação de um sistema de hardware e software baseado na utilização do componente eletrônico (*Chip Voice*) como emissor de informação sonora. Tal componente é um circuito integrado de padrão comercial, que possui os recursos necessários para a gravação e geração do som. O equipamento desenvolvido nesta fase é o mapa tátil sonoro mostrado naFigura 4a e Figura 4b, estão atualmente em uso de pré - testes com deficientes visuais.

Figura 4a. Protótipo do Mapa Tátil Sonoro da Rota Acessível do campus da Unicamp com sistema embarcado. Fonte: foto dos autores, 2010.

Figura 4b. Vista superior do protótipo do Mapa Tátil Sonoro da Rota Acessível do campus da Unicamp com botões de informação sonora: Fonte: foto dos autores, 2010.

Com base nos resultados alcançados até então, primeiro semestre de 2010, as próximas ações do projeto serão decisivas para a finalização do equipamento em desenvolvimento e para a obtenção de um exemplar construído dentro dos princípios do Desenho Universal.

4. Conclusões e trabalhos futuros

ibilisap

A fase atual do trabalho permitiu detectar pontos importantes para a concepção e modelagem do mapa tátil sonoro. A realização dos primeiros testes junto aos usuários com deficiência visual, permitiu relacionar uma série de questões ligadas ao uso e manipulação do equipamento. A análise desta atividade colaborativa já demonstrou a necessidade de melhorias do desenho arquitetônico, uso das texturas e simbologias do espaço urbano representado. As próximas etapas da pesquisa dizem respeito ao desenvolvimento de um projeto executivo do instrumento, considerando algumas modificações da simbologia, como por exemplo, um texto ou sensor que indique o objetivo da maquete/mapa: a quem ela se destina, o que ela representa, como deve ser utilizada, indicar que existem botões que podem ser pressionados para se obter informação de forma sonora, ou seja, elementos que irão permitir uma melhor legibilidade e usabilidade do mapa.

Notou-se a importância de implementação de um sistema de detector de usuário (utilização de sensor de presença) a fim de possibilitar a emissão de informação sonora, de forma automática, quando for detectada a aproximação de uma pessoa que queira utilizar o equipamento, para que o usuário com deficiência visual possa reconhecer/perceber a existência de tal equipamento, ampliando assim o potencial de uso do instrumento. Também se faz necessário o desenvolvimento de um sistema de gravação de mensagens no mapa que melhore a qualidade de áudio gravado, investigando, a partir do sistema atual, aprimoramentos que levem à obtenção de um áudio mais próximo possível do padrão profissional e com perfeita audibilidade.

O desenvolvimento deste projeto até esta data foi decisivo para delimitar estratégias de abordagem, tanto do ponto de vista da investigação do próprio instrumento, quanto da maneira e aproximação com o usuário com deficiência visual, entendendo que o processo participativo é fundamental para a construção de ferramental específico. A realização dos pré-testes tem se mostrado como um elo fundamental entre os projetistas e os usuários. Com base nos resultados alcançados até então, as próximas ações do projeto serão decisivas para a finalização do equipamento em desenvolvimento e para a obtenção de um exemplar construído dentro dos princípios do Desenho Universal. Ao final do projeto, pretende-se ter um exemplar de mapa tátil sonoro instalado em local público na Universidade Estadual de Campinas e que possa contribuir para diminuir a exclusão de pessoas com deficiência visual, conferindo-lhes autonomia e segurança na locomoção e na orientação espacial.

Referências

[1] N. Bernardi, D. C. C KOWALTOWSKI, D. C. C. K. Desenho Universal no Ensino de Projeto Arquitetônico: Uma Experiência Metodológica. Anais do IV Congresso Ibero-Americano sobre Tecnologias de Apoio a Portadores de Deficiência – IBERDISCAP 2006, PPGEE/UFES, vII. pp. MO35 – MO39, Vitória, ES, 2006.

[2] M. F. Story. Principles of Universal Design in PREISER, W. F. E.; OSTROFF, E (ed). Universal Design Handbook. New York: Mc-Graw, 2001.

[3] R. Cohen, C. R. Duarte. Research and Teaching of Accessibility and Universal Design in Brazil: hindrances and challenges in a developing country. Anais Universal Design and Visitability: From Accessibility to Zoning Conference. 13-14 July, Ohio State University, 2006.

[4] D. C. C KOWALTOWSKI et al, Reflexão sobre metodologias de projeto arquitetônico. In: Ambiente Construído, Porto Alegre, v. 6, n.2, pp 14-15, 2006.

[5] N. Bernardi. A aplicação do conceito do Desenho Universal no ensino de arquitetura: o uso de mapa tátil como leitura de projeto. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Civil, Arquitetura e Urbanismo, Unicamp, Campinas, SP, 2007.

IberDiscap

[6] R, Beltramin, et al. Orientação e inclusão espacial aos deficientes visuais: diretrizes para o projeto e execução de uma rota acessível e de um mapa tátil para o campus da Unicamp . Relatório Final de Iniciação Científica, PIBIC, Unicamp, Campinas, SP, 2009.

[7] J. Schneider, T. Strothotte. Constructive exploration of spatial information by blind users. ASSETS '00,November 13-15, Arlington, Virginia, EUA, pp 188-192, 2000.

[8] N. E. R. Loch. Cartografia Tátil: mapas para deficientes visuais. Portal da Cartografia. Londrina, Londrina, v.1, n.1, pp. 35 - 58, 2008. Disponível em http://www.uel.br/revistas/uel/index.php/portalcartografia. Acesso em 22 de abril de 2010.

[9] J. V. V. D'Abreu, R. J Martins. Implementation and Usage of a Sound-Tactile Model for Sightless People. Revista Avances en Sistemas e Informática, Medellín-Colombia, v. 05, pp. 115-119, 2008.

[10] S. E. Ventorini, J. V. V. D'Abreu, M. T. Chella. Desenvolvimento de Dispositivos Robóticos Integrando o Uso Cartografia Tátil. Relatório de Pesquisa, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), Unicamp, Campinas, SP, 2005.

[11] J. V. V. D'Abreu, M. T. Chella. Ambiente Sensorial para Ensino de Cartografia Tátil aos Alunos Cegos, In IV Congresso Ibero-Americano Sobre Tecnologias de Apoio a portadores de Deficiência, Vitória, ES, pp. 219-222, 2006.

[12] J. V. L Silva et al As Tecnologias CAD-PR na Reconstrução de Traumas da Face. IBERDISCAP,São José, Costa Rica, 2004.

[13]R. J. Martins, J. V. V D'Abreu. Integração de Ferramentas de Automação à Cartografia Tátil para Deficientes Visuais. In: XV Congresso Interno de Iniciação Científica da Unicamp, 2007. Anais do XV Congresso de Iniciação Científica da Unicamp, Unicamp, Campinas, SP, 2007.

Iberdiscap

Realimentaciones hapticas para Prótesis Mioeléctricas de Mano

L. Rodríguez[1], J. M. Sabater[2], C. Cifuentes[3]

[1,3]Universidad Escuela Colombiana de Ingeniería: Autopista Norte Km 13, Bogotá, Colombia,luis.rodriguez@escuelaing.edu.co, carlos.cifuentes@escuelaing.edu.co

[2]Universidad Miguel Hernández: Avda Universidad, Elche (Alicante), España, j.sabater@umh.es

Resumen.

En este trabajo se presentan los resultados de un sistema de realimentación de las sensaciones prensiles y táctiles para usuarios de prótesis de manos. Para la realimentación al usuario de las sensaciones de agarre se propone la utilización de señales de electroestimulación superficial en el miembro residual. Por otra parte se presenta una metodología de evaluación para el aprendizaje de las señales de realimentación.

Palabras clave: Prótesis Mioeléctrica, realimentación sensorial

1. Introducción y contenidos

Uno de las principales causas de la falta de interés de usuarios de prótesis en estos dispositivos, es la falta de similitud de su funcionamiento con respecto a la mano humana. Ésta se basa en "un control híbrido basado en sensores Propioceptivos y Extereoceptivos" que permite acciones deliberativas y reactivas. En la mano humana se realimentan sensaciones al cerebro como la presión táctil, rugosidad y temperatura. Estas realimentaciones permiten determina la fuerza necesaria para realizar agarres estables y seguros. Revisando el estado del arte no se ha encontrado ninguna prótesis clínica [1] que realimente sensaciones prensiles a los usuarios.

Este trabajo presenta los resultados con la experimentación de un sistema de realimentación presentado en [2] que permite detectar la presión táctil, la fuerza de agarre y el deslizamiento de objetos, y como respuesta de la realimentación, el usuario percibe las sensaciones del agarre y manipulación por medio de señales eléctricas superficiales. Así mismo se presentan los resultados preliminares del aprendizaje de las señales a un grupo de control y la experimentación previa con pacientes.

2.Realimentación de prótesis

El sistema de percepción humano dispone de una serie de mecanismos nerviosos, los sentidos sensoriales, que son capaces de detectar y estimar, entre otras, las sensaciones táctiles y localización de puntos de contacto sobre el tejido corporal.

Desde hace mucho tiempo se trabaja en dotar a los sistemas de robots y de prótesis de la capacidad para medir sensaciones de presión, fuerza, vibración, deslizamiento, posición, etc. Un dispositivo sensor que permita medir todos estos efectos de una forma eficaz en una prótesis, será aquel que emule el comportamiento del sistema receptor táctil humano [3], [4].

Algunos desarrollos de manos robóticas han utilizado los principios de realimentación humano para aplicarlo como señales de realimentación a la unidad de control y desarrollar algoritmos de control más sencillos, que faciliten el control al usuario [5], [6], [7]. Por otra parte en lo que se refiere a la realimentación

Iberoscap

al usuario, se han desarrollado algunos estudios para realimentar con sensores de vibración o señales eléctricas, ejemplos de estos son la mano MANUS de J.L Pons [8] y las investigaciones en la Universidad Osaka de Japón con corrientes interferenciales [9].

Este trabajo parte del estudio de la funcionalidad realizado en prótesis de mano en [1]. Basados en este estudio se ve la necesidad que tienen las prótesis usadas clínicamente para realimentar sensaciones en tareas de agarre y manipulación. Por otra parte en [2], [10], [3] y [11] se presenta el funcionamiento de la mano humana y conceptos básicos del sistema de realimentación de la mano.

El algoritmo que se propone parte del principio de control híbrido expuesto en [12], el controlador acciona los actuadores de la prótesis en función de la realimentación de los sensores Propioceptivos y Extereoceptivos.

Para probar este algoritmo se ha desarrollado una herramienta experimental que consta de una prótesis experimental PROTECI (figura 3(b)). Esta prótesis es propia y ha sido diseñada para experimentar con el sistema de realimentación. Con esta prótesis se puede desarrollar dos tipos de agarre, el agarre de fuerza y el agarre de precisión, gracias a su estructura electromecánica configurada por dedos rígidos y enfrentados como una pinza. En [1] se presenta un estudio de la funcionalidad de las prótesis de mano y se expresa una clasificación de las prótesis en clínicas y diestras. Según esta clasificación, esta prótesis puede ser considerada como clínica. Además de la prótesis se ha diseñado su controlador y un generador de señales para la realimentación de las sensaciones. El controlador de la prótesis funciona con señales EMG, así como una interfase informática exclusiva que permite enseñar y evaluar el aprendizaje de las señales de electro-estimulación del sistema de realimentación, el sistema experimental se muestra en la figura 1.

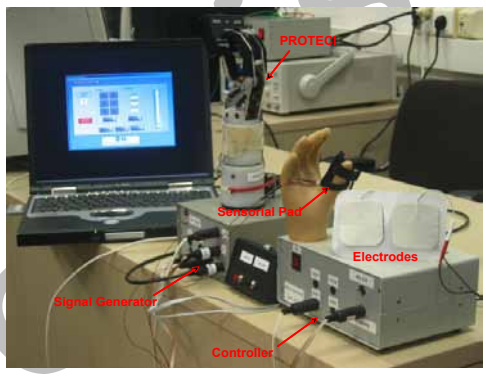


Figura 1: Prototipo del sistema de control y realimentación

2.1. Sistema propuesto de realimentación al usuario

El funcionamiento del sistema de control propuesto se muestra en la figura 2. Las señales EMG producidas por el usuario son enviadas al módulo EMG que las procesa y envía al controlador la orden de abrir y cerrar. El lazo de control en líneas continuas corresponde al controlador de la prótesis. El controlador a su vez genera la información a realimentar al usuario a través de un generador de señales. La línea punteada define el sistema de realimentación.

Ibersensor

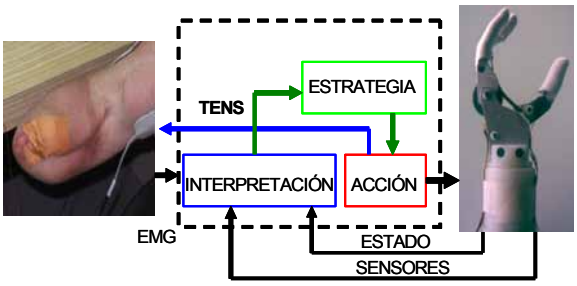


Figura 2: Modelo del sistema de control y realimentación

Para la selección del tipo de señal de electroestimulación al usuario se tuvieron en cuenta características tales como nivel de percepción (entendido como la capacidad de producir una percepción intuitiva de la evolución de la tarea de manipulación sin dolor o molestias), bajo riesgo de daños a nivel muscular y facilidad de implementación. Las señales de electroestimulación se utilizan para rehabilitación y como terapias de relajación [13]. Los parámetros más importantes para la aplicación en personas son: el tipo de señal, la intensidad y la frecuencia. Algunos estudios considerados en este trabajo detallan, las características de las señales para estimular las fibras nerviosas sin actuar sobre las fibras motoras (las que producen la contracción) [14]. La innovación en este trabajo no es solo el desarrollo del sistema sensorial, sino la utilización de las señales de electroestimulación como realimentación en prótesis.

El modelo permite realimentar la señal eléctrica desde el contacto y posteriormente la fuerza de agarre, y al mismo tiempo utilizar las señales de los sensores para producir un control realimentado en donde la fuerza realimentada estará determinada por la siguiente ecuación:

$$F_r = F(F_a, C_t, D_{lz})$$

La fuerza Fr que será realimentada al usuario y debe ser una función de la fuerza de agarre Fa, y del contacto Ct, y el deslizamiento Dlz. Las señales de los sensores permiten generar tres funciones (F1, F2 y F3) que serán expuestas en la sección §3.2, dos funciones se usaron para la realimentación del contacto y la fuerza de agarre del objeto y una tercera función para la realimentación al usuario de las percepciones de los deslizamientos.

2.1. Detección de la Presión Táctil y Deslizamiento

En esta sección se definen los sensores que permiten generar el control híbrido y la realimentación al usuario. Para ello, trataremos primero la adecuación de los sensores para la función de control y posteriormente la realimentación. Para detectar la presión táctil se ha utilizado un sensor de fuerza FSR (Force Sensor Resistive), ver figura 3 (a), deformable al ser aplicada una presión.

Para la detección del deslizamiento del objeto en la prótesis de los usuarios y en la prótesis experimental se ha implementado un sistema de detección compuesto por dos sensores piezoeléctrico (PZT), ver figura 3(a).

Debido a que este proyecto se encuentra en la fase experimental, se ha trabajado en dos alternativas, en la primera se esta utilizado un sistema de pad táctil que se ubica en un dedo de la prótesis del paciente como se muestra en la figura 3(a), mientras que en la segunda alternativa, para la experimentación con la prótesis PROTECI se han implementado un sistema sensorial ubicado en los dedos índice y pulgar como se aprecia en la figura 3(b).

Iberdisca

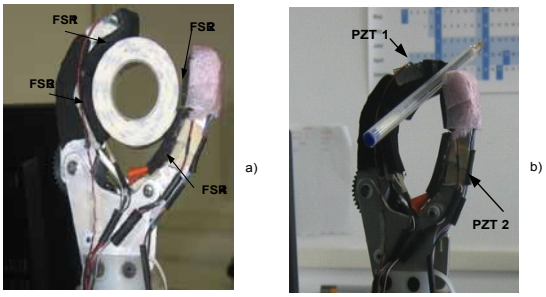


Figura 3: a) Sensores para agarre de fuerzas, b) ubicación de sensores para agarre de precisión

El modelo esta simplificado y bio-inspirado en el agarre humano con fases de contacto, agarre y posibles deslizamientos. Se han optimizado la cantidad y ubicación de los sensores, se han probados diferentes sensores, pero después de estas pruebas, se escogieron los sensores de fuerza resistiva FSR y piezoeléctricos para la detección de fuerzas dinámicas, ver figura 4.

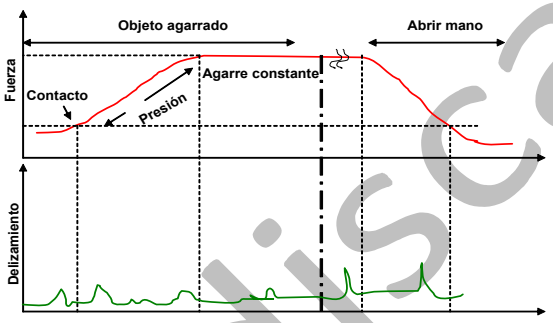
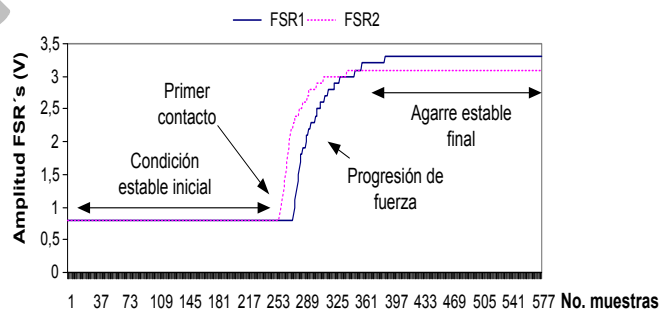


Figura 4: Modelo del sistema de agarre y realimentación

3. Resultados y discusión

Se han desarrollados pruebas para determinar el comportamiento y detección de las fuerzas estáticas y dinámicas con el sistema sensorial, que serán descritos a continuación.

La siguiente prueba corresponde a la medida de los sensores FSR´s ubicados en las falanges mediales y dístales y que permiten medir la percepción de las fuerzas en el contacto entre dedos y objeto. Para ello, se solicitó a los usuarios que produjeran la orden de agarrar y soltar. Para ello se le ordenó que ubicara la prótesis de forma que el objeto quedara entre los dedos, casi haciendo contacto con la palma. En este tipo de agarre, el objeto hace contacto en la mayor área de contacto entre los dedos y el objeto, de forma que los sensores son activados por la presión ejercida entre los dedos y la palma. En la figura 4 se muestra un ejemplo de datos medidos y registrados de los cuatro sensores.



Inerdiscap

Figura 5: Resultados del sistema Sensorial en pruebas de agarre tipo pinza

Se observa en la figura magnitudes diferentes entre las parejas de sensores ubicados en la falange medial y dístales. Esta diferencia se debe a que en el proceso del agarre, el primer contacto con el objeto ocurre entre las falanges mediales y el objeto y el eje de la fuerza es perpendicular al sensor, produciendo la mayor fuerza de presión sobre el mismo, mientras que en las falanges dístales el contacto es más débil. Este efecto se debe a la morfología de los dedos rígidos de la prótesis. A pesar de este efecto morfológico en la medida de los valores del sensor se aprecia el mismo comportamiento lineal que en el agarre de precisión.

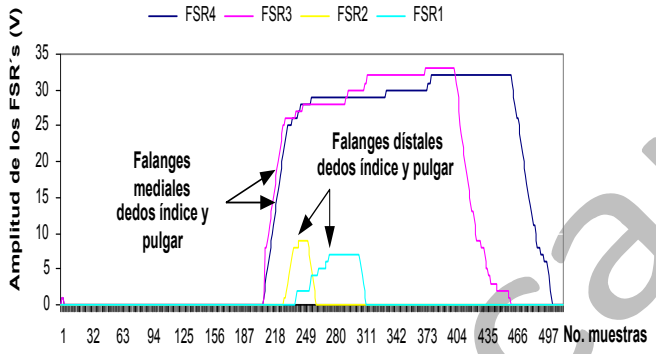


Figura 6: Resultados del sistema Sensorial en pruebas de agarre de fuerza

Para probar este tipo de realimentación se ha realizado un experimento en el cual se ha utilizado el pad en un usuario para que agarre un objeto y lo sostenga por un tiempo con fuerza constante y posterior a esto se ha provocado un deslizamiento (región sombreada), en la figura 5 se aprecia el comportamiento del sensor FSR (línea continua), la respuesta del sensor PZT en línea punteadas y en líneas gruesa la respuesta del controlador para la generación de las señales de realimentación.

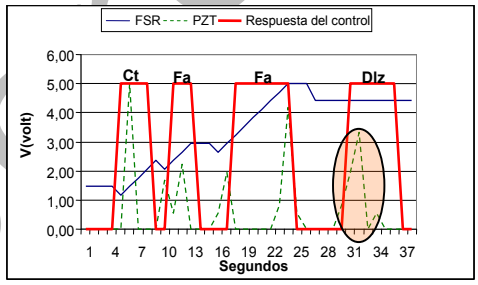


Figura 7: Respuesta en tiempo real del sistema de control y realimentación

4. Conclusiones y trabajos futuros

Las pruebas iniciales del sistema de realimentación han cumplido con los objetivos propuestos, que eran generar un sistema adaptable a cualquier prótesis y que permitiera al usuario detectar la percepción de sensaciones en el agarre. Por otra parte, se ha desarrollado la herramienta experimental que ha permitido evaluar y caracterizar las señales de electroestimulación que servirán finalmente para el sistema de realimentación. En este trabajo se ha presentado una experimentación para el caso de agarrar un objeto y producir perturbaciones (deslizamiento). Se ha probado con 6 señales, aunque en estos momentos, para facilitar las sesiones experimentales con pacientes se usarán tres señales.

Ibereiscap

Se ha experimentado con pacientes amputados y los resultados preliminares indican que los usuarios se adaptan con mayor facilidad a sistema de control realimentados, que permiten de forma automática ajustar las fuerzas de agarre tanto estáticas como dinámicas. Este sistema es acompañado de un sistema de realimentación de percepción de sensaciones por medio de electroestimulación superficial de baja potencia en el muñón del pacientes, las primeras pruebas se relanzaron en el Hospiatl de Vall de Hebron en Barcelona España, y en la actualidad se están realizando pruebas de comparación en el centro Integral de Rehabilitación CIREC en Colombia, se ha podido concluir que las señales son discriminantes y que la adaptación se realizará tras superar un tiempo de utilización con el sistema de entrenamiento, se espera que posteriormente sean asimiladas como sensaciones propias del agarre de la prótesis.

Como trabajos futuros se plantea la comparación de la utilización de diferentes señales de realimentación, así como ajustes de control con incrementos de fuerzas constantes y variables.

Referencias

[1] L. Rodriguez, A. Casals, "Towards the definition of a Functionality Index for the Quantitative Evaluation of Hand-Prosthesis", Proc Int IEEE/RSJ - IROS, 2005.

[2]L. Rodriguez, A. Casals, "Percepción de las fuerzas de Agarre en Prótesis de Mano", CASEIB 2005, Madrid, Nov 2005.

[3]V. G. Macefield. "The Signalling of Touch, Finger Movements and Manipulation Force by Machanoreceptors in Human Skin". N T S. J.W. Moeley (Edit), 1998 Elsevier Science B.V. pp 89-130.

[4]J.L. Pedreño et al., "Estudio de los Sensores Tactiles Artificiales Aplicados a la Robótica de Agarre", Univ. Poli de Cartagena. (Murcia). España.

[5] M. C. Carroza, et al, The development of a novel prosthetic hand, IEEE/ASME, Vol 7, No 2, pp. 108-14, June 2002.

[6]M. C. Carroza, et al, The development of a novel biomechatronic hand, IEEE/ASME ICAIM, pp. 249-54, 2001.

[7] P.J. Kyberd, et al. MARCUS: A two degree of freedom hand prosthesis with hierarchical grip control. IEEE Trans Rehab Eng, 3(1):70–76, 1995.

[8]J. L Pons, "MANUS: Modular Anthropomorphous User-Adaptable Hand Prosthesis with Enhaced Mobility and Force Feedback (DE4205)", CSIC, Madrid, 1998.

[9]Y. Sasaki, et al, "Sensory feedback System Using Interferential current for EMG Prosthetic Hand", Osaka, EMBS/BMES, Octo 23-26, 2002.

[10]L. Rodriguez, A. Casals, "Sensing and Control of a Prosthetic Hand with Myoeletric Feedback", IEEE/ RAS_EMBS BIOROB 2006.

[11] R. N. Scott, & P. A. Parker, Myoelectric prostheses: state of the art. J of Medical Engineering & Technology 12, 143-51.

[12] .L. Rodriguez, A. Casals, "Control Híbrido Deliberativo/Reactivo de una Mano". Proc 4a Jornades de Recerca en Engi Biomèdica. 2004; pp: 337-341.

Iberdiscap

Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiência Física Severa

Carlos Torturella Valadão, Magdo Bôrtole, Victor Perim, Teodiano Freire Bastos

Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica

Universidade Federal do Espírito Santo

Av. Fernando Ferrari, 514

29075-910, Vitória, Brasil

Resumo:

Crianças com deficiência física severa têm pouca chance de conseguirem interagir com o mundo e, devido a essa falta de interação, acabam por criar um conceito de que não são capazes de realizar tarefas sozinhas. Com esta falta de experiências, pode ocorrer comprometimento na parte de aprendizagem, uma vez que uma boa interação com o ambiente ao redor auxilia muito no processo de aprendizado. No entanto, com o auxílio de robôs, é possível fazer com que interajam com o mundo de uma forma diferente, melhorando sua capacidade de cognição, socialização e, por fim, sua própria auto-estima. Tais elementos são fundamentais uma melhor qualidade de vida.

Palavras-Chave:robótica educacional, *learned helplessness*, crianças com deficiência.

1. Introdução

Na infância a criança aprende pelas descobertas, que são feitas através da exploração do mundo em que vive. Os dois primeiros anos da vida de um indivíduo são considerados como período senso-motor [10]. Durante esse estágio de desenvolvimento, a interação com o ambiente é feita através de sensações físicas e estímulos nos sentidos [7]. Isto significa que aprendem a se relacionar com seus próprios corpos e com o ambiente, sendo que tal aprendizado se dá por meio de experiências repetitivas e por exploração do mundo através de seus sentidos. Ao término do período senso-motor, as crianças têm uma idéia de "permanência do objeto", posição de "objetos" no espaço e tempo, além de algumas relações entre eles [4].

Sendo essencial a manipulação de objetos e interação com o meio ambiente, as crianças com deficiência física severa são privadas de maiores oportunidades de explorar o mundo como as outras crianças, ficando assim muito aquém do que o ambiente pode oferecer em termos de aprendizado através da exploração [4].

Com a falta de independência, exploração e espontaneidade na descoberta dos elementos que as cercam, tais crianças podem ter influência tanto na questão da aprendizagem, como no desenvolvimento social da mesma. Toda essa situação de falta de estímulos acaba por provocar uma infância tardia [4].

Tendo limitações, as crianças com deficiência são, normalmente, dependentes de seus pais ou cuidadores para interagirem com o mundo. Brinker e Lewis, [5], sugerem que o comportamento de crianças com

Iberdisap

deficiência pode, por si só, definir as escolhas dos pais e cuidadores sobre quais situações no ambiente a criança irá explorar. Essas escolhas acabam restringindo e comprometendo o desenvolvimento cognitivo e social da criança.

Todo esse cenário acaba por provocar uma perda de interesse na exploração do ambiente e pode desenvolver a idéia de "indefesa aprendida" ou *learned helplessness* [4], em inglês, que significa que a criança se acha incapaz de conseguir fazer algo sem qualquer auxílio externo. Com a "indefesa aprendida" a criança normalmente adota uma passividade e desinteresse em relação ao meio [11].

Todos esses fatores acabam por comprometer o comportamento das crianças, tornando-as passivas, dependentes e socialmente inativas. Para evitar que isso ocorra é necessário que suas necessidades de desenvolvimento específicas sejam reconhecidas e sejam dadas a essas crianças oportunidade de explorar o mundo ao seu redor, através de métodos alternativos [8]. Com essa atitude será possível uma motivação maior, dando à criança a oportunidade de experimentar o seu comportamento e de receber estímulos e, assim, diminuir a idéia de "indefesa aprendida" [11].

A figura 1 mostra a representação de como ocorre o processo do *leanerd helplessness*.

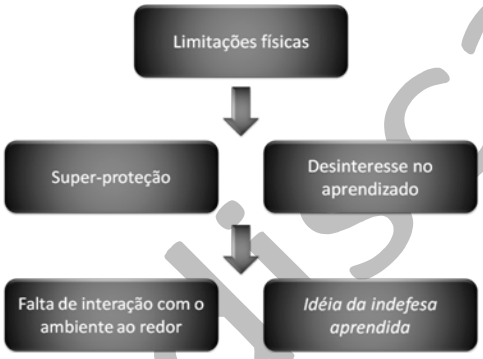


Fig. 1 – Processo de "indefesa aprendida".

As Tecnologias de Assistência a crianças com deficiências motoras severas têm possibilitado que elas sejam capazes de ter um controle sobre o ambiente [4]. Isso ajuda a tirar a idéia de learned helplessness. A figura 2 mostra um diagrama, explicando como a robótica pode ajudar a reduzir, ou até mesmo acabar, com a idéia do leanerd helplessness.

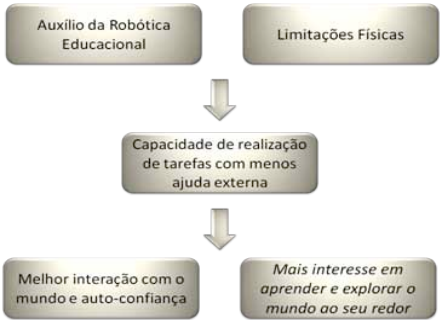


Fig. 2 – Auxílio da robótica para impedir a idéia de "indefesa aprendida".

Iberdiscap

Foi mostrado por Swinth, Anson & Deitz, [9], que crianças a partir dos seis anos de idade já tem condições de acessar um programa de causa e efeito, controlado por computador, através de acionamento de um interruptor.

Com a utilização da robótica e tecnologias assistivas é possível prover às crianças com deficiências físicas uma grande oportunidade de escolher como elas querem interagir com o meio e, ainda, a possibilidade de exercer certo controle sobre o mesmo, ao invés de terem uma atividade forçada designada para elas [4]. Além disso, sistemas robóticos também permitem a manipulação de objetos reais (em três dimensões), ao invés de gráficos computacionais (duas dimensões) para manipulação simulada, fazendo-as interagir de forma mais real [4].

Foram realizados vários estudos para determinar se crianças muito jovens poderiam interagir com um manipulador robótico [1]. Nove crianças, sendo seis com deficiência e três normais, todas com menos de 38 meses de vida participaram dessa pesquisa. O sistema consistia em um computador para controlar e coletar dados e um pequeno manipulador robótico [1]. O manipulador foi utilizado pelas crianças como se fosse uma ferramenta, de forma que pressionando um interruptor poderiam trazer um objeto para mais próximo de si ou descobrir um que esteja escondido [3].

Cinqüenta por cento das crianças com deficiência (todas com desenvolvimento cognitivo de sete a nove meses ou mais) e cem por cento das crianças normais interagiram com o manipulador robótico, usando-o como uma ferramenta para pegar objetos fora do alcance delas [1]. Foi observado que o nível cognitivo e lingüístico das crianças era muito maior do que o nível motor [1].

Posteriormente, este trabalho prévio foi estendido, sempre com o foco na exploração e descobrimento do ambiente pelas crianças. Seus objetivos eram [4]:

Avaliar como as crianças com debilidades físicas severas usam um manipulador robótico para exploração.

Determinar qual a relação entre as escolhas feitas através do interruptor e a complexidade dos resultados das tarefas realizadas.

Esse estudo de capacidade mostrou de qual forma as crianças (com idade entre três a seis anos) com deficiência utilizam o manipulador robótico para exploração do ambiente [2]. O mesmo foi usado em um formato exploratório, no qual as crianças tinham acesso a vários movimentos através do ato de pressionar um ou mais interruptores [2].

Uma série progressiva de tarefas mais complexas fez com que houvesse um aumento do nível do desenvolvimento das mesmas. Viu-se, então, a necessidade de mais interruptores (que estavam pré-programados) para a criança conseguir completar a tarefa [1,3,8]. Foi mostrado para a criança como o manipulador robótico se movimenta através de uma única ativação do interruptor, de forma a demonstrar o movimento prévio e encorajá-las a pressionar o mesmo [6]. Para maximizar as experiências das crianças, foi utilizada uma vareta dentro de um tubo, com a finalidade de prover tanto interações motoras como sensoriais [4]. As tarefas utilizadas foram:

A. O manipulador robótico deixa cair as varetas em um copo, pressionando o interruptor uma única vez

B. A criança controla o manipulador robótico para encher o copo com varetas, pegá-las e deixá-las cair, utilizando dois interruptores

C. A criança faz com que o manipulador robótico se movimente lateralmente, enchendo o copo com varetas, levanta o copo e deixa-o cair dentro de um tubo, usando três interruptores.

inerdiscap

Cada sessão com a criança foi gravada em vídeo para revisão [1,2,6]. As observações do estudo incluíram as ações da criança e os comportamentos das mesmas durante a realização das tarefas. Por exemplo, olhando em direção ao manipulador robótico, olhando para o interruptor, verificando respostas positivas ou negativas (exemplo: rindo ou chorando) em antecipação ou em resposta à ação do robô, demonstração de cansaço ou não e atenção à tarefa. Os resultados indicaram um grande interesse das crianças pelos robôs e não medo em relação aos mesmos [3].

Verificou-se que ao utilizar o robô as crianças normalmente respondem melhor, em uma tarefa por períodos significativamente maiores, do que em outros meios como programas gráficos de computador [2]. As crianças também pareceram entender as tarefas armazenadas em cada chave (interruptor) através de repetidas execuções das mesmas [2]. Outra observação importante foi de que houve respostas positivas quando as crianças estavam olhando em direção ao manipulador robótico ou em direção ao interruptor. Um alto nível de atenção geral no momento da criança ativar o interruptor do robô foi possível de ser percebido [3]. Esse estudo complementou o trabalho anterior dos mesmos autores, uma vez que focou no entendimento da criança em relação ao seqüenciamento e uso do manipulador robótico para exploração.

Essa pesquisa feita com crianças com deficiências físicas severas pode também ser aplicada a crianças que possuem autismo, já que como resultado do próprio autismo, a criança se isola do mundo e tem uma interação limitada com o meio ambiente.

Foram realizados diversos testes, relatados em [12], sobre como poderiam ser os robôs para tratar tais crianças que possuem autismo, considerando fatores como velocidade de aproximação do robô e o *design* do mesmo, que são itens importantes para a criança se sentir confortável e segura com o robô.

A conclusão da pesquisa com as crianças com autismo foi que o robô deve ser programado de acordo com o grau de dificuldade de interação com o mundo que a criança possui. Além disso, o robô deve ser visto como um brinquedo [13] que deixe a criança curiosa e interessada (e ao mesmo tempo segura), e se as tarefas começarem a ficar entediantes, as mesmas

devem ser modificadas. É de grande importância que a criança tenha muita expectativa com o robô, por isso, tanto o comportamento como o *design* do mesmo devem ser interessantes para a criança.

O foco do trabalho com os autistas é a interação com os robôs (o que ajuda, futuramente, com a melhoria na interação com os humanos) e o estímulo da atenção em algo que está fora do "mundo criado pela criança autista" [12].

Já o objetivo com crianças com deficiência é de tirar, e também evitar o surgimento, da idéia de indefesa aprendida e dar-lhes mais independência de comunicação e expressão, diminuindo o isolamento das mesmas e melhorando a interação com o mundo.

Embora a abordagem seja diferente, a idéia de que as tarefas devem ser prazerosas e parecerem brincadeiras é comum tanto para as crianças autistas como para crianças com deficiência física. Quanto mais interesse houver pelos robôs, melhor será o desenvolvimento das crianças nas tarefas propostas, pois sua atenção e empenho serão maiores.

Portanto, embora tenha abordagem diferente, algumas idéias dos artigos que tratam sobre o autismo podem ser utilizadas para as crianças com deficiência. Tais idéias, como tarefas não rotineiras e o fato do robô ser visto pela criança como um brinquedo divertido [12,13] são comuns a ambas as abordagens.

1. Materiais e métodos

Para a realização desta pesquisa é utilizado um robô móvel a rodas dotado de pinças de manipulação, que será comandado pelas crianças com deficiência, utilizando alguns de seus sinais biomédicos voluntários.

Ibérica

As tarefas realizadas pelas crianças serão diversas, porém a idéia principal é fazê-las interagirem com o ambiente, pegando objetos e colocando-os em outros lugares, achando objetos “escondidos” e desenhando sobre um papel localizado sob o robô.

Cada sessão será gravada em vídeo para revisão (após assinatura, pelo responsável pela criança, do Termo de Consentimento aprovado pelo Comitê de Ética da UFES). Serão avaliadas as ações das crianças e seus comportamentos durante a execução das tarefas, e o tipo e número de comandos que são necessários para que se complete com sucesso a tarefa.

Tais fatores, como número de comandos certos e errados, tempo e a expressão da criança no momento em que foi feito o movimento, são importantes para a avaliação posterior de desempenho da mesma.

2. Hardware e Software

O robô móvel a rodas utilizado nesta pesquisa é o POB-EYE, fabricado pela POB TECHNOLOGY. Trata-se de um robô móvel com pinças, o que permite trabalhar com o mesmo das duas formas, como robô móvel e manipulador.

A figura 3 mostra o robô visto a partir de diferentes ângulos. Observe que está ligado ao robô um dispositivo de comunicação por Bluetooth.

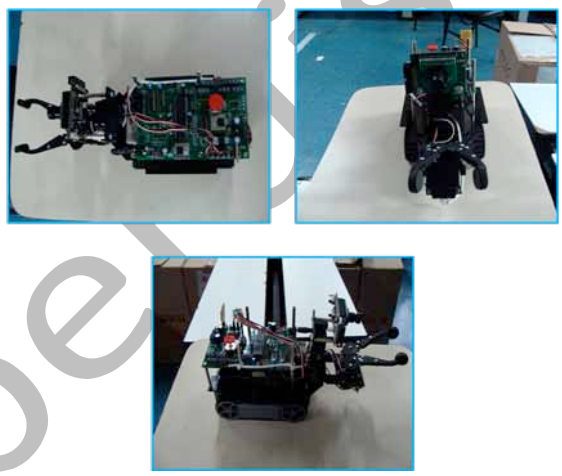


Fig. 3 – Foto do robô POB-EYE com Bluetooth conectado.

Além disso, para a utilização deste robô nos experimentos, é necessário o uso de uma placa auxiliar que captura os sinais miolétricos (EMG), juntamente com o sinal de um sensor de inclinação baseado em acelerômetro, o que fornece o ângulo de inclinação da cabeça da criança. Esses sinais sensoriais são enviados via Bluetooth para um computador, sendo que tais sensores são mostrados na figura 4.

Iberoscap

Fig. 4 – Placa para captura de sinais (acelerômetro e EMG)

Após enviar o sinal para o *software*, o mesmo irá interpretar o sinal e enviar o comando de movimentação adequado para o robô, que também está equipado com um dispositivo Bluetooth.

Quando o computador processa o sinal para enviar para o computador, ao mesmo tempo é feito um relatório dos movimentos que estão sendo recebidos e são coletados vários dados importantes para avaliação de desempenho.

Graficamente, o esquema pode ser representado tal como mostrado na figura 5.

Fig. 5 – Esquema utilizado para captura dos sinais e movimentação do robô.

De acordo com o movimento da cabeça da criança o robô pode fazer os movimentos de ir para frente, para trás, direita e esquerda, além de movimentos intermediários entre estes (as diagonais). Para fazer o movimento das pinças é necessário utilizar sinal mioelétrico, que é captado com eletrodos ligados à pele para obter o sinal elétrico do músculo, sendo utilizada a contração muscular para fechar a garra e a extensão muscular para abrir a garra.

Iberoamericana

Por outro lado, o sinal do acelerômetro é recebido em todo o momento e seu valor é convertido para um ângulo ao qual se pode definir para onde a criança quer que o robô vá.

É estipulado um valor mínimo e máximo que correspondem, respectivamente, à menor e maior inclinação em cada eixo. Como isso é feito em dois eixos, têm-se então o ângulo de movimentação correspondente.

Cada valor passado pelo sensor de inclinação corresponde a um número que será interpretado pelo computador como um sinal para onde a criança deseja que o robô se movimente. Primeiro analisa-se o eixo vertical (frente e trás) e depois horizontal (direita e esquerda) para fazer a análise para onde o robô deve ir.

O eixo vertical prevalece sobre o horizontal. Portanto se a inclinação for diagonal para frente o robô irá se mover para frente. Tal processamento é feito pelo computador e então repassado para o robô nos comandos de ir para frente, trás, direta ou esquerda. Comandos estes que são representados pelos caracteres w,s,d,a respectivamente.

Quando a placa fica em uma posição em que não atenda a nenhum dos movimentos, é enviado o sinal 't' para robô, o que comanda o mesmo para ficar parado. Se este sinal não for enviado, o robô se movimenta até recebê-lo ou receber outro sinal de movimentação.

A mesma idéia é utilizada para o sinal EMG, porém, este tem apenas uma componente e existe um valor definido, que acima dele o sinal é considerado como válido para movimentar a pinça.

Com essas idéias e lembrando que o robô está em cima de um papel para desenho, a criança tem capacidade de controlá-lo para desenhar algo. Para rabiscar o desenho no papel o robô terá adaptado à sua garra um pincel.

3. Interface no computador

A fim de tornar mais fácil a realização das tarefas e o entendimento do sistema como um todo houve a necessidade da criação de uma interface gráfica entre o usuário, que é representado pela criança e avaliador, e o atuador, que é o robô.

Esta interface compõe-se, basicamente, de seis áreas:

- Tarefas principais
- Adição de tarefas
- Relatórios
- Cadastro de pessoas
- Cadastro de robôs
- Cadastro de dispositivos auxiliares

A tela mais importante de todo o *software* é, sem dúvida, a janela de tarefas principais, pois, além de ser possível acessar quase todas as outras janelas a partir dela (com exceção do cadastro de dispositivos auxiliares), é com essa tela que se comanda todo o processo dos testes. Na figura 6 pode-se visualizar a tela principal.

Iberdisap

Fig. 6 – Tela principal do software de robótica educacional.

Nesta parte do programa é possível selecionar o nome da criança, que já está previamente cadastrado em um banco de dados, bem como a tarefa a ser realizada e qual robô será utilizado para isso. Tais informações são importantes, pois serão utilizadas posteriormente na confecção do relatório.

Questões de conexão com o sensor (acelerômetro e EMG) e o robô também são resolvidas nesta tela, pois se pode selecionar a quais portas estão conectados tais dispositivos e também pode-se definir se deseja-se apenas trabalhar com o sistema utilizando o controle alternativo presente na tela. Para isso basta não conectar o sensor e o robô.

Além do controle alternativo existe uma visualização alternativa do robô, representada de forma simplificada pelo ponto amarelo dentro do espaço azulado. Isso é apenas necessário para efeitos de auxílio à tarefa, quando alguém está longe do robô e não pode o ver ou quando o robô está desligado e então se trabalha apenas com este "robô virtual".

É importante também observar que há um círculo vermelho e um verde na parte inferior direita da tela. Isso significa que foi possível conectar o sensor, porém não o robô. Com isso o robô fica no modo virtual, mexendo apenas na tela. O inverso também pode ocorrer e o robô só mexe com os controles alternativos (setas direcionais) na parte superior. Se ambos ficarem vermelhos, apenas o controle alternativo com o robô virtual funcionará.

O esquema representado pela figura 7 mostra, de forma simplificada, como funciona o programa nesta tela.

Iberdisap

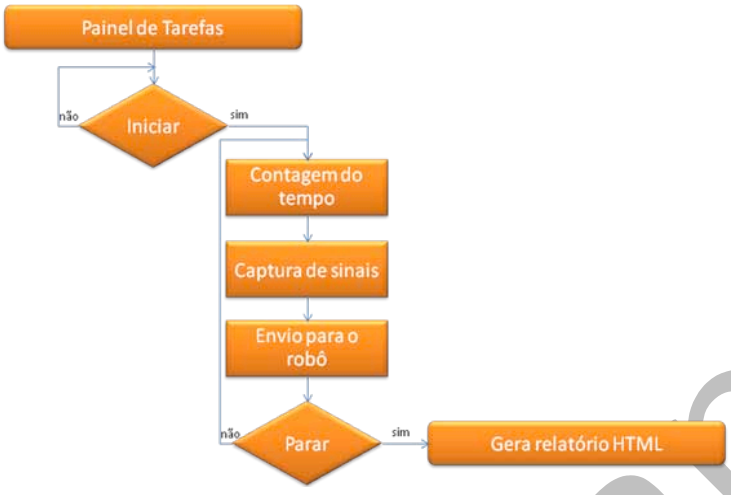


Fig. 7 – Esquema simplificado de funcionamento da principal tela do programa.

Vale a pena citar que este esquema já considera que foram selecionados uma criança, um teste e um robô, já contidos no banco de dados. Além disso, supõe-se também que uma câmera já tenha sido selecionada. Dentro do comando "envio para o robô" há todo um processo que será descrito posteriormente.

Outro ponto importante é que as palavras "iniciar" e "parar" representam, respectivamente, o botão verde, e o botão vermelho do *groupbox* de controle.

Existe, dentro desta tela principal, um *link* para "seqüência correta", que funciona como um sistema capaz de avaliar estatisticamente o desempenho da criança com o uso do sistema.

Na janela de seqüência correta é possível montar uma série de movimentos corretos que devem ser feitos.

4. Relatórios HTML automáticos

Por fim, após concluir a tarefa é gerado o relatório HTML contendo os seguintes dados:

- Nome da criança
- Nome do teste
- Nome do robô
- Tempo de realização da tarefa
- Quantidade de movimentos
- Seqüência correta pré-programada, caso exista uma.

Além dessas informações contidas na parte inicial do relatório há a lista de movimentos feitos pela criança durante a execução das tarefas.

Iberdisap

Esta lista contém o número do movimento, sendo que são excluídos os movimentos que fazem com que o robô pare. Por isso apenas o que gera movimento no robô (e não o faça parar) é registrado. Juntamente com o número do movimento existe uma foto da criança que será seguida por uma seta indicando o movimento. Isto é, se a seta é para a direita, o movimento foi para a direita, e assim por diante.

Se não houver seqüência correta, isto é, se os movimentos forem livres, as setas aparecem na cor azul. Se houver seqüência correta de movimentos há uma avaliação de acerto do movimento. Em outras palavras, o sistema avalia se o movimento está certo ou errado e pode calcular estatísticas de erro e acertos.

Com isso o relatório apresenta todos os movimentos (sejam certos ou errados), mesmo que os movimentos errados não sejam enviados para o robô. É importante assinalar que o sistema grava os movimentos errados, pois para avaliação pedagógica e estatística estes dados são necessários, embora o robô não se mova com tais movimentos errôneos.

Em termos de exibição no relatório as setas aparecem, então, na cor verde, caso o movimento esteja correto, ou na cor vermelha, caso o movimento esteja errado.

Por fim, o relatório mostra o tempo em que cada movimento foi feito em relação ao primeiro movimento, que aparece como tendo sido feito no instante zero.

Todo esse processo ocorre para cada movimentação registrada pelo sistema durante a experiência e pode ser posteriormente avaliada por um psicólogo ou pedagogo. As fotos são de extrema importância para a avaliação do estado emocional das crianças, algo que pode acarretar muitas diferenças nos resultados dos testes.

Ao longo do tempo, tendo vários relatórios das crianças e, automaticamente, um histórico de experiências feitas por elas é possível um avaliador identificar se houve uma boa adaptação da criança ao sistema, se houve melhorias cognitivo-comportamentais e até mesmo melhorias na parte física.

Os relatórios HTML gerados poderão ser impressos em um *browser* para arquivamento ou documentação. A figura 9 mostra um relatório gerado pelo programa. A imagem teve que ser reduzida devido ao espaço disponível para a mesma, porém em um *browser* o relatório aparece nas proporções corretas e de forma nítida

A figura 8 a seguir é o exemplo de um relatório gerado após os testes.

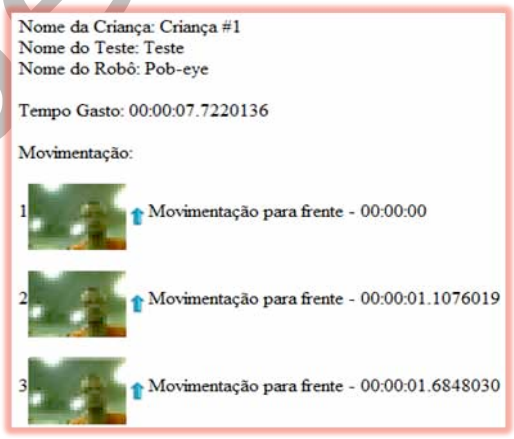


Fig. 8 – Relatório gerado com o programa. As imagens foram pixelizadas.

Iberusca

Quanto à figura 9 observa-se a existência de um número antes da fotografia e, após a fotografia tem-se respectivamente, a seta indicando o movimento, um texto informando para onde foi a movimentação, o que complementa a função de ilustração da seta e, em seguida o tempo em que houve o movimento.

Como suporte à parte principal do programa existem as telas de cadastros, tanto de pessoasquanto robôs e dispositivos auxiliares.

Esses cadastros funcionam de forma parecida, conectados a um banco de dados SQL Server Compact, presente no pacote de instalação do Visual Studio Express Edition 2008. Cada cadastro possui seu próprio banco de dados e tabelas. Em mais detalhes, isso pode ser representado graficamente pela figura 9.

Fig. 9 – Representação gráfica de quais informações guardadas em cada banco de dados.

5. Cadastros e conversão de dados

No cadastro de pessoas são perguntados apenas o nome da criança, data de nascimento, qual tipo de necessidade especial e o nome dos pais. Já no cadastro de tarefas pergunta-se apenas o nome da tarefa e também uma breve descrição da mesma. Em ambos os casos cada pessoa ou tarefa possui um número único de identificação, que serve para facilitar nas buscas e organização do programa em termos de código.

Quanto ao cadastro de robôs e dispositivos, alguns dados a mais, e de grande importância, são perguntados. Além do nome e do fabricante, pergunta-se o tipo e como é que o sensor envia o comando de ir para frente, trás, direita e esquerda, além dos comandos dos botões especiais X, Y, A, B e C, presentes na tela da tarefa principal.

Como isso é feito tanto no cadastro de robôs como no cadastro de dispositivos, é possível ser feita uma tradução entre os sinais enviados pelos dispositivos e os comandos entendidos pelo robô. O responsável pela tradução é um sistema intermediador que, neste caso, é o próprio software de robótica educacional. Uma representação gráfica disto é exibida na figura 10.

Iberdisap

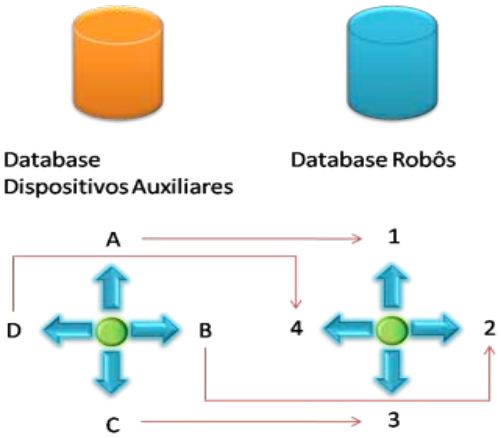


Fig. 10 – A tradução é realizada comparando itens correlatos nos bancos de dados.

Com esse sistema de tradução é possível cadastrar como um sensor envia os sinais de movimento e como o robô os entende. Tais cadastros são feitos de forma independente e, no momento em que se é selecionado o sensor e o robô, na janela de tarefas, esse esquema de tradução já é internamente montado.

Essa idéia está, atualmente, parcialmente implementada. Uma vez finalizada a programação desta idéia será possível fazer com que qualquer sensor comande qualquer robô, desde tenham os mesmo tipos de comandos (como, por exemplo, ir para frente, para trás, direita, esquerda). Isso tornará o sistema capaz de interagir com quaisquer sensores e robôs compatíveis com relativa facilidade.

Para exemplificar melhor essa situação pode-se ilustrar a situação em que há um dispositivo auxiliar (sensor), como por exemplo, um acelerômetro, instalado em um boné na cabeça da criança e a mesma pode comandar vários tipos de robôs. Da mesma forma, pode-se trocar o sensor por um dispositivo que captura os sinais EEG ou EMG e a criança também controlar os robôs, porém de uma maneira diferente.

6. Conclusões

O principal objetivo deste sistema de Robótica Educacional é fazer com que haja uma melhoria de comunicação entre a criança e o mundo exterior e, por conseqüência, que esta consiga ter um melhor aprendizado e melhor interação social, fatores importantes no desenvolvimento humano.

De acordo com os resultados obtidos e o relatório de ganho de aprendizagem e desempenho, com o passar do tempo podem ser criadas novas tarefas, que terão a função de aumentar ainda mais a capacidade de interação destas crianças e desenvolver mais a parte cognitiva das mesmas.

O sistema será validado com a ajuda de crianças com deficiência física severa durante uma série de experimentos.

Referências

[1] Cook, Albert M.; Hoseit. Paul; Liu, Ka Man; Lee, Ronald Y. - *Using an arm robotic system to facilitate learning in very young disabled children* - IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 35, Nº 2, Fevereiro 1988.

iberdiscap

[2] Cook, Albert M.; Heng Max Q.; Gu, Jason J.; Howery, Kathy - *Development of a Robotic Device for Facilitating Learning by Children Who Have Severe Disabilities* - IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 10, Nº 3, Setembro 2002.

[3] Cook, Albert M.; Meng, M.; Dong, F.; Gu, J. - *Using A Robot Arm to Facilitate the Learning in Young and Mentally Development-Delayed Children* - ART(Advanced Robotics and Teleoperation) Lab, University of Alberta, Canada

[4] Cook, Albert M.; Howery, Kathy – *Robot-enhanced discovery and exploration for very young children with disabilities* – DINF (Disabity Information Resources), artigo postado na web em 2 de dezembro de 1998. Site do DINF: *www.dinf.ne.jp*

[5] Brinker RP & Lewis M (1982). *Discovering the competent handicapped infant: a process approach to assessment and intervention*. Topics in Early Childhood Spec. Educ., 2(2), 1-15.

[6] Cook AM, Hoseit P, Liu KM, Lee RY & Zeteno CM: *Using a Robotic Arm System to Facilitate Learning in Very Young Disabled Children*, IEEE Trans Bio. Med. Engr., BME-35:132-137, 1998.

[7] Linder TW (1990). *Transdisciplinary Play-based Assessment; Functional Approach to Working with Young Children*. Baltimore: PH Brooks.

[8] Scherzer AL & Tscharnuter I (1990). *Early Diagnosis and Therapy in Cerebral Palsy*. (2ª ed.) New York: Marcel Dekker.

[9] Swinth Y, Anson D, Deitz J. (1993). *Single-switch computer access for infants and toddlers*. American Journal of Occupation Therapy, 47 (11), 1031-1038.

[10] Thomas, RM (1992). *Comparing Theories of Child Development* (3ª ed). BelmontCA: Wadsworth Publishing.

[11] Todia B, Irvin LK, Singer GHS, & Yovanoff P. (1993). *The self-esteem parent program*. IN Singer GHS & Powers LE (eds) *Families, Disability, and Empowerment*. Toronto: Paul H Brookes.

[12] Werry I.P. and Dautenhahn K. *Applying mobile robot technology to the rehabilitation of autistic children*. Proc. 7th Int. Symp. Intelligent Robotics Systems (SIRS'99), Coimbra, Portugal, July 1999;

[13] Michaud F. and Clavet A. *Robotoy contest—designing mobile robotic toys for autistic children*. Proc. American Society for Engineering Education (ASEE'01) Albuquerque, NM, 2001

Iberdiscap

Iberdiscap

Matraca: Ferramenta Computacional para Auxílio à Inclusão Digital de Deficientes Visuais

Delano Oliveira[1], Izabela Vanessa Melo[2], Natã Melo[3], Joseana M. Fechine[4]

Universidade Federal de Campina Grande (UFCG)/Centro de Engenharia Elétrica e Informática (CEEI)/
Unidade Acadêmica de Sistemas e Computação (DSC)
[1,2,3]Graduando em Ciência da Computação, Integrante do Grupo PET Computação
[4]Tutora do Grupo PET Computação (Programa de Educação Tutorial)
Campina Grande, PB – Brasil, Tel: 0558321011122, Fax: 0558321011273
{delano, izabela, natanvm, joseana}@dsc.ufcg.edu.br

Resumo

No mundo moderno, observa-se cada vez mais a presença da informática na vida cotidiana. Dentro deste contexto, insere-se o Matraca, uma ferramenta *open source,* de fácil uso, com exigência de poucos recursos computacionais, cujo principal objetivo é promover a inclusão digital de pessoas com deficiência visual. A ferramenta é composta por três aplicativos úteis em tarefas básicas relacionadas ao uso de um computador, sendo estas: um editor de texto, um sistema para envio de mensagem eletrônica e uma calculadora. A interface possui elementos gráficos especiais e elementos sonoros (de entrada e saída) que visam facilitar ainda mais a interação do usuário com a máquina. Atualmente, a ferramenta se encontra em fase de testes para posterior avaliação formal de usabilidade a ser conduzida pelos usuários do Instituto dos Cegos de Campina Grande, instituição parceira do projeto.

Palavras-chave: Inclusão Digital, Deficientes Visuais, Matraca, Ferramenta *Open Source*.

1. Introdução e conteúdos

Uma estimativa, aceita mundialmente pelos institutos de pesquisa e pelos principais órgãos de referência em saúde, revela que existem atualmente 6,5 bilhões de seres humanos e que 10 a 12% da população possuem algum tipo de deficiência física ou intelectual. No Brasil, 14,5% da população são pessoas portadoras de deficiência e aproximadamente 6,5 milhões possuem algum grau de deficiência visual [4]. Neste contexto, insere-se a Tecnologia Assistiva com o objetivo de promover a inclusão.

Tecnologia Assistiva é um termo utilizado para referenciar o conjunto de recursos e serviços que visam melhorar as habilidades de pessoas deficientes [1].Os recursos têm como finalidade aumentar, melhorar ou manter as capacidades funcionais destas pessoas. Estespodem ser qualquer item, equipamento ou produto, desde uma simples bengala a um sofisticado *hardware* ou *software*, equipamentos que contemplam questões de acessibilidade, equipamentos de comunicação alternativa, auxílios visuais e milhares de outros itens com essa mesma finalidade.Os serviços são aqueles prestados profissionalmente à pessoa com deficiência buscando selecionar, comprar ou usar instrumentos de Tecnologia Assistiva (os recursos). Esses serviços envolvem profissionais de diversas áreas, como: Fonoaudióloga, Medicina, Engenharia, Arquitetura, dentre outras.

O objetivo da Tecnologia Assistiva é, portanto, proporcionar à pessoa portadora de deficiência maior independência, qualidade de vida e inclusão social, a partir da ampliação da comunicação, mobilidade, controle do seu ambiente, habilidades de seu aprendizado, competição, trabalho e integração com a família, amigos e sociedade [1].

iberoamericap

De acordo com a *American with Disabilities Act* [1], *Mayer-Johnson* definiu algumas categorias de Tecnologia Assistiva:

- Auxílio para a vida diária: Material para uso em tarefas rotineiras como comer, cozinhar, realizar necessidades pessoais, etc;
- CAA – Comunicação aumentativa e alternativa: Recursos, eletrônicos ou não, que permitem a comunicação expressiva e receptiva das pessoas sem a fala;
- Recursos de acessibilidade ao computador: Em geral, são equipamentos que permitem que as pessoas com deficiência usem o computador como, por exemplo, equipamentos de entrada e saída (Sintetizador de voz, Braille), teclados modificados, softwares especiais (reconhecedores de voz), entre outros;
- Sistema de controle de ambiente: Sistemas eletrônicos que possibilitam que pessoas com deficiência possam controlar aparelhos eletrônicos, sistemas de segurança, entre outros, localizados em seu quarto, sala, escritório, entre outros;
- Projetos arquitetônicos para acessibilidade: Adaptações estruturais que reduzem ou retiram as barreiras físicas, facilitando a locomoção das pessoas com deficiência como, por exemplo, rampas e elevadores;
- Próteses: Troca ou ajuste de partes do corpo, faltantes ou com funcionamento comprometido, por membros artificiais ou recursos ortopédicos. Também inclui os protéticos que auxiliam nas limitações cognitivas, como gravadores de fitas magnéticas ou digitais, que funcionam como lembretes instantâneos;
- Adaptações para cadeiras de rodas ou outro sistema de sentar visando o conforto e distribuição adequada na superfície da pele (almofadas especiais, assentos, encostos anatômicos), corretores que propiciam maior estabilidade e postura adequada do corpo, por meio de suporte e posicionamento de tronco, cabeça e outros membros;
- Auxílio de mobilidade: Qualquer veículo usado na melhoria da mobilidade pessoal (cadeiras de rodas, bases móveis);
- Auxílio para cegos ou com visão subnormal: Lupas e lentes, Braille para equipamentos com síntese de voz, sistema de TV com aumento para leituras de documentos, etc;
- Auxílio para surdo com deficiência auditiva: Incluem vários equipamentos, aparelhos para a surdez, telefone com teclado – teletipo (TTY- *Text Telephone*, também conhecido como *Telephone Typewriter*), sistema com alerta tátil-visual, entre outros;
- Adaptações em veículos: Acessórios e adaptações que possibilitam a condição do veículo, elevadores para cadeira de rodas, entre outros veículos automotores utilizados no transporte pessoal.

No mundo atual, é extremamente necessário que haja inclusão digital de todas as pessoas, mais especificamente no uso do computador como ferramenta para o lazer, no auxílio à educação, na aquisição de informações e em diversas outras atividades. Contudo, isto se torna mais difícil quando se trata de pessoas portadoras de deficiência visual, as quais necessitam de ferramentas especiais que as auxiliem na utilização do computador.

Atualmente, mesmo com os leitores de tela, a acessibilidade dos deficientes visuais (DV) a um computador não é plena. A maioria dos leitores disponíveis atualmente necessita ser instalado, o que seria análogo a instalar e configurar um sistema operacional toda vez que o DV fosse utilizar um computador diferente. Esta instalação nem sempre é permitida a um usuário comum (a exemplo de um DV) em uma *lan house*. Desta forma, o acesso de um DV a um computador pode tornar-se limitado. Destaca-se,

Iberdisca

também, que alguns leitores de tela de qualidade são pagos, com preço elevado e necessitam de recursos consideráveis de *hardware* e de *software*.

Para promover melhor a inclusão digital, permitindo a execução de algumas tarefas no computador, por deficientes visuais, torna-se imperativo a necessidade de uso de uma ferramenta com componentes especiais que torne mais simples e acessível o uso da máquina por estas pessoas. O software Matraca se insere neste contexto, um recurso de acessibilidade ao computador, de fácil uso e com poucas exigências de recursos de hardware e de software,que possa ser útil para cegos ou pessoas de baixa visão.

Visando atender as necessidades supracitadas, osoftware Matraca é Open Source, de baixo custo computacional e composto por três aplicativos: um editor de texto, um sistema para envio de mensagem eletrônica e uma calculadora.Esta ferramenta possibilita, portanto, ao deficiente visual utilizar aplicativos simples, mas que são bastante úteis para o seu dia-a-dia.

2. Metodologia

A metodologia adotada no desenvolvimento do Matraca consistiu em uma subdivisão em etapas, conforme descrição a seguir.

1. Observação e identificação de limitações de *softwares* utilizados atualmente por deficientes visuais;
2. Estudo das dificuldades encontradas pelos deficientes visuais quando da realização de atividades a partir do uso de computadores;
3. Estudo do estado da arte do uso de ferramentas computacionais para auxílio a deficientes visuais que possam melhorar a acessibilidade ao computador e de conceitos que possam ser incluídos no Projeto Matraca;
4. Implementação, testes e Implantação do Matraca.

O desenvolvimento da ferramenta foi inspirado no processo de desenvolvimento de *software* XP1 [12], com definição de requisitos funcionais e não funcionais baseada nas necessidades obtidas a partir de reuniões com usuários participantes do Instituto dos Cegos de Campina Grande, instituição parceira do projeto [5].

3. Resultados e discussões

O Matraca é um *softwareOpen Source*, implementado na linguagem de programação Java, que apresenta um editor de texto, uma calculadora e um sistema para envio de mensagem eletrônica, desenvolvido especialmente para deficientes visuais.

Além de *Open Source*, o Matraca é também gratuito e seus direitos legais estão de acordo com a GPL (GNU *General Public License*) [3]. Assim, os usuários não têm custos para a utilização do *software*, tornando-o acessível a todos. Além disso, como o código é aberto, qualquer membro de comunidade de apoio ao *software* livre pode modificá-lo, agregando novos conceitos e funcionalidades, com o objetivo de melhorá-lo.

3.1.Visão Geral do Matraca

Na Figura 1, é apresentado o projeto arquitetural do Matraca.

Iberdiscap

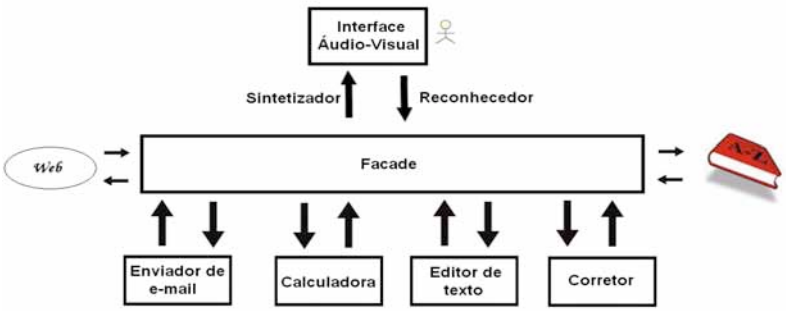


Figura 1. Projeto Arquitetural do Matraca.

Observa-se, a partir da Figura 1, que existe uma camada denominada *Facade* que possibilita a comunicação entre os diversos componentes do Matraca. O Enviador de *e-mail*, a Calculadora, o Editor de texto e o Corretor ortográfico trocam informações com o *Facade* e este, por sua vez, efetua a troca de informações com a Web, Banco de Dados e a Interface Áudio-Visual e vice-versa. Desta forma, o Matraca executa suas funcionalidades e realiza a comunicação com o usuário.

Considerando que o Matraca será utilizado, preferencialmente, por deficientes visuais (cegos), o principal meio de comunicação, entre o *software* e o usuário, é a fala, a partir da síntese de voz (comunicação *software* – usuário) e do reconhecimento automático de fala (comunicação usuário – *software*) [7-9,11]. Para a síntese de voz, foi utilizado o FreeTTS, sintetizador gratuito para Java, implementado a partir do *framework* JSAPI (Java Speech API) [2]. Todas as informações disponíveis ao usuário, por meio do menu do *software*, também podem ser acessíveis por meio do sintetizador de voz. Para o reconhecimento automático de fala, foi utilizado o Sphinx4, reconhecedor automático de fala gratuito para Java [10]. O reconhecedor é utilizado em conjunto com um corretor ortográfico automático e permite ao usuário escolher uma dentre cinco opções de palavras disponíveis, sendo suficiente, para tanto, um reconhecedor automático de dígitos isolados.

Considerando a exigência do uso de *software* gratuito, estão sendo utilizados atualmente sintetizador e reconhecedor apenas para a língua inglesa, dado que os disponíveis para a língua portuguesa de boa qualidade não são gratuitos. Porém, este fato não minimiza o uso da interação de voz disponibilizada pela ferramenta, visto que uma parcela considerável dos usuários já utiliza outras ferramentas que interagem a partir da língua inglesa, a exemplo do Jaws [6]. Mesmo assim, estudos estão sendo realizados visando ampliar o uso também para a língua portuguesa.

3.2. Descrição e Apresentação do Matraca

O Matraca possibilita a execução de três ações: edição de texto, realização de cálculos e envio de mensagens eletrônicas. Destaca-se, também, que a ferramenta disponibiliza imagens intuitivas, com tamanho destacado e mensagens de áudio (utilizando sintetizador de voz e reconhecedor de dígitos isolados), visando facilitar a sua utilização por deficientes visuais.

A tela inicial do Matraca (Figura 2) possui três botões com tamanho destacado e com imagens intuitivas para facilitar o uso por deficientes visuais e um botão para finalizar o sistema. Ao passar o *mouse* sobre os botões, é pronunciada a função correspondente. Por exemplo, são pronunciados os textos

Iberoamericap

"*Calculator*", "*Email system*", "*Text editor*" e "*Close the system*" ao passar o *mouse* sobre os botões da Calculadora, do Email, do Editor de texto e do botão de fechar o sistema, respectivamente.

Figura 2. Tela inicial do Matraca (Editor de Texto, Envio de e-mail e calculadora, respectivamente).

O editor de textos do Matraca permite que o usuário digite, escute, corrija e salve um texto, abra um arquivo existente em disco e envie por *e-mail* o texto digitado no editor. Além disso, o ambiente disponibiliza dois botões de ajuda ao usuário, sendo um deles para a elocução de todos os atalhos existentes no editor. É possível observar, a partir da Figura 3, que o editor de texto possui áreas reservadas para: os botões indicativos das funcionalidades (Figura 3.a), para a digitação do texto (Figura 3.b) e para a correção das palavras digitadas (Figura 3.c), respectivamente (conforme indicado pelas setas verdes em destaque).

Figura 3.a. Área reservada aos botões.

Figura 3.b. Área reservada à digitação do texto.

Figura 3.c. Área reservada à correção das palavras digitadas.

O corretor de texto é executado em paralelo à digitação do usuário. A cada espaço dado no editor, uma palavra digitada é analisada. Se a palavra estiver com a grafia errada, um som é emitido, e opções para correção aparecem na tela abaixo do local onde o usuário digita. Para corrigir, o usuário pode utilizar as setas para baixo e para cima para selecionar uma palavra - cada opção selecionada é pronunciada pelo sintetizador de voz do Matraca - e depois dá-se um *ESPAÇO* para efetuar a correção.

Ibe.dscap

Pode-se também fazer a escolha utilizando o *mouse* ou a partir da elocução de dígitos, de forma isolada, em que cada dígito indica qual a opção desejada.

Os passos para a correção de uma palavra digitada de forma incorreta são apresentados na Figura 4. No exemplo, tenta-se digitar a palavra *"for"*, mas, por engano, digitou-se *"fro"* (Figura 4.a). Quando o Matraca percebe o erro, um alerta sonoro é emitido e são apresentadas, no campo de correção, as sugestões de opções de palavras corretas (Figura 4.b). Essas opções são pronunciadas uma a uma de acordo com a passagem do teclado ou do *mouse* sobre as palavras. Ao escolher a opção correta, pode-se apertar o botão OK (indicado pela seta verde na Figura 4.c) ou dar um *ESPAÇO* e, assim, a palavra correta substituirá a incorreta (Figura 4.d). Se o usuário desejar que a palavra inicialmente digitada, mesmo considerada incorreta, tenha a correção ignorada, utiliza-se a opção *"Ignore Word"*. Esta palavra também poderá ser adicionada ao dicionário a partir da escolha da penúltima opção pronunciada, que corresponderá à referida palavra (Figura 4.e).

Figura 4.a. Digitação incorreta de uma palavra.

Figura 4.b. Indicação de sugestões para correção.

Além do editor de textos, o Matraca também disponibiliza uma calculadora que realiza operações de soma, subtração, multiplicação e divisão. Seus botões apresentam tamanho destacado e ao passar do *mouse* sob o botão, o sintetizador de voz pronuncia o número, operação ou sua função, facilitando, assim, o uso da ferramenta por um DV. O sintetizador também pronuncia o resultado da operação realizada.

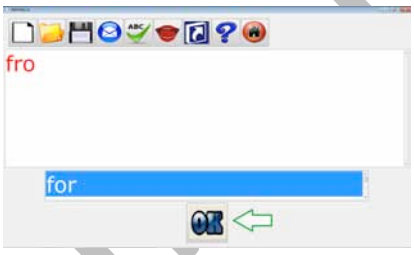


Figura 4.c. Botão OK (Confirmação).

Figura 4.d. Palavra corrigida.

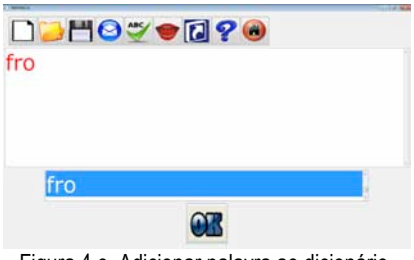


Figura 4.e. Adicionar palavra ao dicionário.

A calculadora é de fácil uso e possui botões com tamanho destacado, conforme ilustrado na Figura 5, a qual exemplifica o cálculo da operação 39 x 2, cujo resultado é 78.

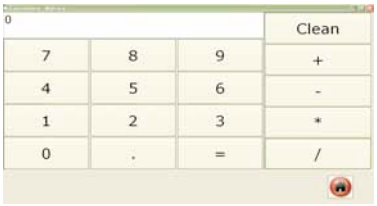


Figura 5.a. Calculadora do Matraca.

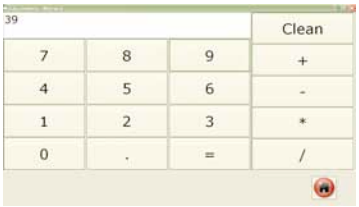


Figura 5.b. Resultado da escolha do número 39 na calculadora do Matraca.

Figura 5.c. Resultado da escolha do número 2 na calculadora do Matraca.

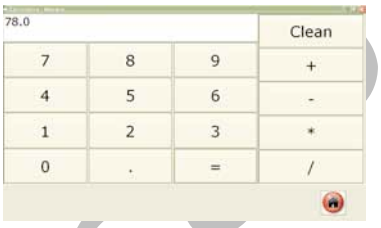


Figura 5.d.Resultado da operação 39 x 2 na calculadora do Matraca.

O ambiente para envio de mensagens eletrônicas (*e-mails*) também é bastante intuitivo. Conforme apresentado na Figura 6, há espaços para digitação do *e-mail* do remetente, *e-mail* do destinatário, assunto, senha do remetente e da mensagem. Estão disponíveis botões para enviar, apagar tudo e falar todas as informações digitadas na tela (exceto a senha), sendo estes os botões *Send*, *Clean* e *Speak*, respectivamente. A ferramenta permite, atualmente, o uso dos servidores de *e-mail* do Gmail, Hotmail e Yahoo!Mail, o que indica que poderá ser expandida para atender a outros servidores. De forma similar às demais funcionalidades, botões e espaços para digitação também são pronunciados pelo sintetizador de voz.

Diante do exposto, pode-se observar que o Matraca possibilita, ao deficiente visual, o uso dos aplicativos de forma rápida e intuitiva.

Figura 6. Ambiente para envio de *e-mails*.

Iberdisc

4. Conclusões e trabalhos futuros

O Matraca é uma ferramenta que auxilia deficientes visuais em atividades comuns relacionadas ao uso do computador, além de ser uma ferramenta gratuita e de fácil uso. Visando tornar a ferramenta ainda mais eficiente, novas funcionalidades serão implementadas, para que o Matraca se torne um *software* portátil e que possibilite ao usuário a escolha do idioma a ser utilizado (português ou inglês). O passo seguinte, e de extrema importância para o uso do Matraca, será a sua instalação e testes no Instituto dos Cegos de Campina Grande.

O Matraca se constitui, portanto, uma ferramenta computacional que auxilia o deficiente visual em atividades do cotidiano de maneira prática, melhorando o seu dia-a-dia, seja por intermédio do acesso à educação ou até na conquista de oportunidades no mercado de trabalho, auxiliando, assim, na promoção da inclusão digital.

Referências

[1] ADA. AMERICANS WITH DISABILITIES ACT OF 1990, AS AMENDED. Disponível em http://www.ada.gov/pubs/ada.htm. Último acesso em junho de 2010.

[2] FreeTTS. FreeTTS 1.2 - A speech synthesizer written entirely in the Java™ programming language. Disponível em http://freetts.sourceforge.net. Último acesso em junho de 2010.

[3] GNU. GNU *General Public License*. Disponível em http://www.gnu.org/licenses/gpl.html. Último acesso em junho de 2010.

[4] IBGE. IBGE e CORDE: Encontro internacional de estatísticas sobre pessoas com deficiência. Disponível em http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/ noticia_visualiza.php?id_noticia=438&id_pagina=1. Último acesso em junho de 2010.

[5] ICEGOS. Instituto dos Cegos de Campina Grande – PB. Disponível em http://www.institutodoscegos.com.br/. Último acesso em junho de 2010.

[6] JAWS. JAWS for Windows Screen Reading Software Disponível em http://www.freedomscientific.com/products/fs/jaws-product-page.asp. Último acesso em junho de 2010.

[7] KLEIJN, W.B; PALIWAL, K. K. Speech Coding and Synthesis. New York: Elsevier Science Inc, 1995.

[8] LEMMETTY, S. Review of Speech Synthesis Technology. Disponível em www.acoustics.hut.fi/~slemmett/dippa/chap1.html. Último acesso em junho de 2010.

[9] RABINER, L. R. and SCHAFER W. R. (1978). Digital Processing of Speech Signals, Prentice Hall.

[10] SPHINX4. Sphinx-4 - A speech recognizer written entirely in the Java™ programming language. Disponível em http://cmusphinx.sourceforge.net. Último acesso em junho de 2010.

[11] O'SHAUGHNESSY, D., Interacting with Computers by Voice: Automatic Speech Recognition and Synthesis, Proceedings of the IEEE, 91 (9), Setembro. 2003.

[12] SAUVÉ, J. P.; NETO, E. R; FEITOSA, A. L.; DA SILVA, A. F.; NETO, F. R. de A. e CABRAL, F. W. L. XP1: Um Processo de Desenvolvimento. Disponível emhttp://www.dsc.ufcg.edu.br/~jacques/projetos/common/xp1/xp1.html. Último acesso em junho de 2010.

Iberdiscap

Sistema Biocooperativo para el incremento de la motivación del Paciente en entornos de Neurorehabilitación Asistida por Dispositivos Robóticos.

R. Morales, F.J. Badesa, C. Pérez, N. García[1], J. D. Hernandez[2], L. Zollo, E. Guglielmelli[3]

[1]Universidad Miguel Hernández,Avd. de la Universidad s/n, Elche, España, nicolas.garcia@umh.es

[2]Cinvestav, Mexico

[3]Università Campus Bio-Medico, via Alvaro del Portillo, 21, Roma, Italia

Resumen.

El presente artículo presenta el proyecto MAAT financiado por el FP7 de la unión europea a través del proyecto ECHORD y que se está realizando de forma coordinada por la Universidad Miguel Hernandez y Università Campus Bio-Medico.El proyecto tiene como objetivo el desarrollo de un nuevo sistema robótico para la administración de terapia altamente sofisticada para pacientes que hayan sufrido un accidente cerebrovascular con la capacidad de (i) maximizar la motivación y la participación del paciente en la terapia (ii) evaluar continuamente el progreso de la recuperación desde el punto de vista y neurologico, con espacial atención a la segurida en la interacción hombre-robot. La principal novedad del enfoque del proyecto MAAT es considerar al paciente en el lazo de control y utilizar información multisensorial (tales como posición/orientación, fuerzas, actividad muscular, ritmo cardiaco, conductancia de la piel, etc.) para modificar de forma adaptativa y dinámica la complejidad de la terapia y la visualización en tiempo real del sistema de realidad virtual, de acuerdo con los requisitos específicos de los pacientes.

Palabras clave: Rehabilitación, robótica, control, interfaces multimodales.

1. Introducción y contenidos

La expresión daño cerebral sobrevenido(DCS) designa una patología asociada a una afectación del sistema nervioso central, y configura una realidad sanitaria y social, de magnitud creciente y gravedad extraordinaria, que exige una respuesta cada vez más compleja y especializada, teniendo en cuenta los avances tecnológicos y el estado de la investigación en cada momento (Informe daño cerebral en España, 2005 [1]). El daño se origina por un conjunto variado de etiologías, las más frecuentes de las cuales son el accidente cerebrovascular y el traumatismo craneoencefálico, cuyo denominador común consiste en provocar una lesión cerebral que irrumpe de forma decisiva en el desarrollo vital de la persona.

Un accidente cerebrovascular es una pérdida súbita, no convulsiva de la función neurológica debido a un evento vascular intracraneal isquémico o hemorrágico [2]. En general, los accidentes cerebrovasculares se clasifican por la ubicación anatómica en el cerebro, distribución vascular, etiología, edad del individuo afectado y naturaleza hemorrágica versus no hemorrágica [3]. La prevalencia del accidente cerebrovascular depende de la edad y la estructura por sexo de la población y se estima que es un 1% de la población [4]. El accidente cerebrovascular, junto con la cardiopatía isquémica, es el motivo mayor de la carga de la enfermedad: en los países de ingresos bajos y medios de Europa y Asia Central representan más de un cuarto de la carga total de la enfermedad [5].

iberamia

Según el informe de la fundación española de enfermedades neurológicas sobre el impacto sociosanitario de las enfermedades neurológicas en España publicado en 2006 [6], el ictus (una de las accidentes cerebrovasculares más importantes) es la segunda causa de muerte en los españoles y la primera causa de muerte entre las mujeres (cuando se consideran las enfermedades específicas). La tasa de incidencia en España se estima en 200 ictus por cada 100.000 habitantes, por lo que en 2004 deberían haber ocurrido 86.000 nuevos ictus en nuestro país. Sin embargo desde hace más de 5 años, el número de pacientes con ictus que son tratados en los hospitales españoles superan los 100.000 pacientes por año y van a un ritmo creciente, por lo que las estimaciones se han quedado claramente por debajo de la realidad

El accidente cerebrovascular es una causa principal del deterioro crónico en la función del brazo y puede afectar a muchas actividades cotidianas. Al ingresar al hospital después de un accidente cerebrovascular, más de dos tercios de todos los pacientes presentaron una paresia del brazo que resultó en una reducción de la función de la extremidad superior [7-8] y seis meses después del accidente cerebrovascular, el brazo afectado de aproximadamente la mitad de los pacientes permanecerá sin función [9]. La literatura indica que el grado de deterioro inicial junto con el gradiente de la recuperación de la paresia del brazo cumple una función importante en la recuperación de la función del brazo y en la reducción de las limitaciones de las actividades en individuos con un accidente cerebrovascular crónico [10-12]. Por lo tanto, para reducir esta carga, muchos pacientes reciben un enfoque de rehabilitación multidisciplinaria poco después del accidente cerebrovascular. Sin embargo, a pesar de los esfuerzos intensivos de rehabilitación, sólo aproximadamente el 5% al 20% alcanzan una recuperación funcional completa [8]; en otras palabras, cuatro de cinco pacientes dejan la rehabilitación con una función del brazo restringida. Por lo tanto, todavía existe una necesidad urgente de alcanzar nuevas estrategias de rehabilitación y entrenamiento de hospitalizados y ambulatorios que concuerden con las necesidades específicas de los pacientes y sus parientes [13].

En los últimos años, se han desarrollado nuevas estrategias de entrenamiento asistido por robot para mejorar la función del brazo y las actividades cotidianas para pacientes después de un accidente cerebrovascular. Los siguientes son ejemplos de dispositivos de entrenamiento del brazo asistido por robot:Mirror Image Motion Enabler, MIME [14];InMotion robot (Massachusets Institute of Technology, MIT-Manus) [15];ARM Guide [16];REHAROB y Neuro-Rehabilitation-Robot, NeReBot [17];Bi-Manu-Track [18];GENTLE/S [19]; ARMin [20].

La mayoría de estos dispositivos proporciona un movimiento pasivo del brazo del paciente. Otras modalidades incluyen una asistencia parcial del movimiento con el dispositivo hasta una resistencia fija con el dispositivo durante el movimiento de las extremidades para progresar en el entrenamiento. Algunos dispositivos pueden ayudar en los movimientos activos de una articulación aislada, como en el movimiento pasivo continuo [18], mientras que otros dispositivos pueden mover segmentos múltiples para realizar movimientos de similares a los utilizados para alcanzar un objeto [14]. El progreso del tratamiento con los dispositivos electromecánicos es posible, por ejemplo, al variar la fuerza, reducir la ayuda, aumentar la resistencia y ampliar la amplitud de movimiento. Además, algunos dispositivos, como el Bi-Manu-Track y el MIME, se pueden usar para proporcionar ejercicio bimanual: el dispositivo mueve simultáneamente (en forma similar al espejo) la extremidad afectada pasivamente, guiado por la extremidad no parética. Considerado de manera amplia, la mayoría de los sistemas robotizados incorporan más de una modalidad en un dispositivo único.

Los estudios piloto indican que una ventaja de los dispositivos electromecánicos y robotizados, en comparación con las terapias convencionales, es la posibilidad de un aumento en las repeticiones durante el entrenamiento de los brazos debido a un incremento de la motivación para entrenar y también la oportunidad para ejercitarse de forma independiente [21]. Los dispositivos de entrenamiento asistido por robots, por lo tanto, permiten un paradigma de tratamiento de práctica masiva que es intensivo, frecuente y repetitivo y concuerda con los principios del aprendizaje motriz. Recientemente, se describieron los

Ibercisa

primeros resultados para una integración de estos dispositivos nuevos en la rehabilitación de pacientes después del accidente cerebrovascular [21].

En este artículo se presenta el proyecto MAAT, financiado en el 1º convocatoria de ayudas en el marco del proyecto europeo ECHORD (FP7-ICT-231143), en el marco del cual se desarrollará un nuevo sistema robótico de ayuda a la rehabilitación de pacientes que hayan sufrido un accidente cerebrovascular o un traumatismo craneoencefálico con el objetivo de (i) maximizar la motivación y la participación del paciente en la terapia (ii) evaluar continuamente el progreso de la recuperación desde el punto de vista clínico y neurológico. La principal novedad del sistema es considerar al paciente en el lazo de control del sistema y utilizar información multisensorial (tales como posición/orientación, fuerzas, actividad muscular, ritmo cardiaco, conductancia de la piel, etc.) para modificar de forma adaptativa y dinámica los movimientos y tareas rehabilitadoras y los entornos de realidad virtual inmersiva asociados a ellas (Figura 1).

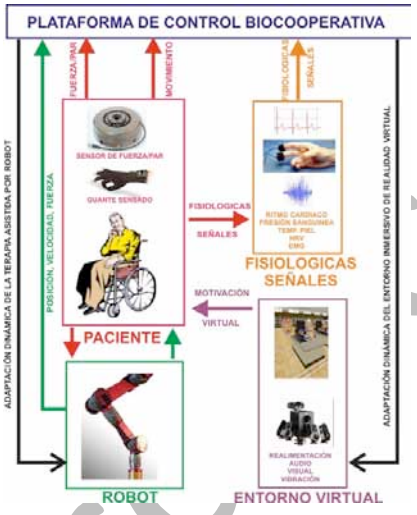


Figura 1. Esquema del sistema biocooperativo de rehabilitación que está siendo desarrollado dentro del proyecto MAAT

2. Metodología

La hipótesis inicial del trabajo presentado en este artículo es que la neurorehabilitación asistida por dispositivos robóticos puede mejorarse sustancialmente mediante la inclusión del paciente en el bucle de control. Esto significa que el sistema de rehabilitación ha de adquirir datos de comportamiento y fisiológicos del paciente, ya que sólo un conjunto de datos que contengan dicha información puede proporcionar al sistema la habilidad de cambiar adaptativamente y dinámicamente la complejidad de la terapia, la visualización en tiempo real un sistema inmersivo de realidad virtual y la realimentación sensorial para incrementar la motivación del paciente durante la terapia.

Los objetivos a alcanzar en el proyecto MAAT son:

1.- Investigar en técnicas para el análisis online y offline del estado del paciente

2.- Investigar en sistemas de estimulación para incrementar la implicación del paciente en terapias de rehabilitación asistidas por dispositivos robóticos.

3.- Desarrollar una plataforma de control bio-cooperativo para sistemas de rehabilitación asistida por dispositivos robóticos:.

Inercap

4.- Demostrar los beneficios de esta tecnología para incrementar la motivación del paciente y reducir los períodos de rehabilitación.

Plan de trabajo del proyecto MAAT

El plan de trabajo del proyecto MAAT se ha dividido en 5 paquetes de trabajo(PT). Los paquetes de trabajo están estrictamente entrelazados, a pesar de eso, se pueden dividir en dos clases: los orientados a la investigación y el desarrollo de una interfaz multimodal completo para registro y estimulación de los pacientes en sesiones de terapia asistida por dispositivos robóticos y sistemas de realidad virtual inmersiva (PT 2) y los orientados a la elaboración de un sistema biocooperativo de rehabilitación asistida por robots capaz de medir el estado global del paciente y en consecuencia el cambio de comportamiento del robot y adaptar de forma dinámica el sistema de realidad virtual inmersiva, con el objetivo de maximizar la motivación del paciente (PT 3). El objetivo general del PT 4 es mostrar que la tecnología desarrollada dentro de este proyecto es útil para aumentar la motivación de los pacientes y, por tanto, los resultados terapéuticos de la terapia. Por último, PT 1 incluye las actividades de gestión y PT 5 se dedica a la explotación y actividades de difusión.

A continuación se describen con más detalle los paquetes de trabajo relacionados con el desarrollo de un interface multimodal (PT2) y de un controlador biocooperativo (PT3):

Paquete de Trabajo 2: Desarrollo de un interface multimodal

El objetivo principal de esta tarea es el desarrollo de una interfaz multimodal completo para registro y estimulación de los pacientes en sesiones de terapia asistida por dispositivos robóticos (robot y sistema de realidad virtual inmersiva).

El Paquete de Trabajo 2 se divide en las siguientes tareas:

Tarea 2.1. – Estado del arte en la evaluación de la intención del paciente y de su estado fisiológico: El objetivo de esta tarea es elaborar un estudio de los sistemas y algoritmos para la medición y la interpretación de señales fisiológicas (por ejemplo, la respuesta galvánica de la piel, ECG, respiración) y el uso de sistemas de realidad virtual inmersiva y realimentación multimodal en escenarios de rehabilitación asistida por robot. La parte del estudio sobre las señales fisiológicas se centrará en las técnicas que se pueden aplicar fácilmente en un entorno de la rehabilitación robótica.

Tarea 2.2 – Definición, selección y adquisición de equipamiento para la monitorización del comportamiento y estado fisiológico del paciente: El objetivo de esta tarea es la preparación del material necesario para hacer la investigación de una manera adecuada. Teniendo en cuenta el estado de la técnica, analizado en la Tarea 2.1, se realizará la definición, selección y adquisición de equipos para la monitorización del comportamiento y estado fisiológico de los pacientes teniendo en cuenta su uso en escenarios de rehabilitación asistida por robots.

Tarea 2.3 – Desarrollo de técnicas de análisis en tiempo real de los parámetros cinemáticos y dinámicos del paciente: Esta tarea tiene por objeto identificar y evaluar los sistemas comerciales de análisis en tiempo real de los parámetros cinemáticos y dinámicos de los pacientes y desarrollar de técnicas para el análisis biomecánico.

Tarea 2.4 – Desarrollo de técnicas para el análisis en línea y fuera de línea del estado del paciente: El primer objetivo de esta tarea es medir, visualizar y analizar las señales fisiológicas del paciente (movimiento, fuerzas, actividad muscular, frecuencia cardíaca, la conductancia de la piel, etc) en un escenario real de rehabilitación asistida por dispositivos robóticos. Además, se medirá, visualizará y analizará la actividad cerebral (EEG, fMRI) junto con señales fisiológicas del paciente durante la realización de terapias asistidas por dispositivos robóticos. El segundo objetivo de esta tarea es anotar y

Herdicap

etiqueta los datos registrados. Esto se logrará con un enfoque semi-automático: por una parte se utilizarán para identificar estados básicos del usuario metódos automáticos de "clustering" (por ejemplo, K-means) y a la vez se anotarán los datos manualmente mediante autoinformes del usuario y monitorización de video. El tercer objetivo de esta tarea es desarrollar un sistema de inteligencia artificial para estimar el estado afectivo y fisiológico del usuario utilizando la información proporcionada por las señales medidas durante la ejecución de actividades virtuales de la vida diaria (ADL) asistidas por un dispositivo robótico.

Tarea 2.5 – Motivación del paciente mediante estímulos externos durante la ejecución de una tarea en entornos de rehabilitación asistida por robots: El objetivo general de esta tarea es desarrollar un sistema de estimulación (vibrotactil, temperatura, etc) que se localizará en la extremidad superior del paciente con el fin de incrementar su motivación durante la terapia.

Paquete de Trabajo 3: Desarrollo de una plataforma de control biocooperativo para dispositivos de rehabilitación robótica

El objetivo final de esta tarea será el desarrollo de un sistema biocooperativo de rehabilitación asistido por dispositivos robóticos capaz de medir el estado global del paciente y modificar el comportamiento del robot de rehabilitación en función del estado del paciente. Información sobre los parámetros cinemáticos y dinámicos del paciente y su estado fisiológico y afectivo, saliendo se utilizarán para (i) la actualización en tiempo real del algoritmo de control del robot durante la ejecución de una tarea ADL asistida a fin de guiar, ayudar o forzar la extremidad del paciente hacia el objetivo teniendo en cuenta sus capacidades de movimiento residual, (ii) aplicar medidas correctivas en caso de un movimiento incorrecto, y (iii) cambiar el sistema de realidad virtual inmersiva con el fin de aumentar la participación activa del paciente y maximizar su motivación. El principal resultado previsto de este Paquete de Trabajo (PT3) es la capacidad de modificar la complejidad de la tarea terapéutica y la visualización del sistema inmersito de realidad virtual de forma adaptativa y dinámica, en consonancia con el movimiento del paciente y sus características fisiológicas.

El Paquete de Trabajo 3 se divide en las siguientes tareas:

Tarea 3.1. – Desarrollo del sistema de control de interacción hombre-robot: El control de la interacción entre el dispositivo robótico, el paciente y el terapeuta es un reto crucial en el diseño de sistemas de rehabilitación asistidos por robots. Esto es porque el dispositivo robótico tiene que operar de forma permanente en un movimiento restringido, donde siempre existe un acoplamiento mecánico directo entre el paciente (o el miembro afectado en el tratamiento de rehabilitación robótica) y el dispositivo mecatrónico. El diseño y desarrollo de sistemas de control de la interacción hombre-robot con aplicación a entornos de rehabilitación asistida por dispositivos robóticos puede utilizar como punto de partida una amplia gama de estrategias de control para la gestión de la interacción física hombre-máquina derivadas de la robótica industrial [22]. Tomemos por ejemplo el control de la impedancia [23]: es utilizado con éxito en la terapia para la recuperación de la capacidad motora [15], ya que permite la regulación fina de la impedancia mecánica de los robots que interactúan con entornos no estructurados (interacción con paciente-terapeuta).

Tarea 3.2. – Desarrollo de un sistema de adaptativo de realidad virtual: El objetivo principal de esta tarea es el desarrollo de un sistema inmersivo de realidad virtual que se modifican dinámicamente de acuerdo a las reacciones fisiológicas del paciente durante la realización de la terapia a fin de maximizar la motivación del paciente y los resultados de la terapia. Los sistemas de estimulación descritos en la Tarea 2.5 serán integrados con el sistema de realidad virtual (VR), desarrollado en esta tarea a fin de estimular al paciente de una manera similar a como lo haría un terapeuta.

Tarea 3.3. – Diseño y desarrollo de un controlador biocooperativo: En el marco de la Tarea 3.3, la información extraída de los sistemas de seguimiento de la cinemática, dinámica y estado fisiológico del paciente se utiliza para actualizar el sistema de control de interacción hombre-robot (desarrollado en la

Ibermicro

Tarea 3.1) y el sistema inmersivo de realidad virtual (desarrollado en la Tarea 3.2). Para este fin, un conjunto de índices de rendimiento se extrae de los datos recopilados con el fin de describir el estado global del paciente. Los índices extraídos se integrará en un sub-módulo de control capaz de modular las ganancias de control y de proporcionar las entradas necesarias al sistema inmersivo de realidad virtual inmersiva de conformidad con las características específicas de cada paciente.

Por lo tanto, el controlador biocooperativo estará formado principalmente por tres módulos: 1.-El sistema de control de interacción hombre-robot desarrollado en la Tarea 3.1; 2.- El sistema inmersivo de realidad virtual desarrollado en la Tarea 3.2; 3.- El módulo para la generación de funciones de modulación para el sistema de control de la interacción hombre-robot, por un lado, y para el sistema inmersivo de realidad virtual por otro.

Tarea 3.4. – Integración del hardware y software: Esta tarea incluye la integración de todos los componentes hardware adquiridos y desarrollados en el marco del proyecto con los módulos software altamente innovadores desarrollados en el PT2 y el PT3.

Tarea 3.5. – Pruebas experimentales preliminares: El objetivo principal de esta tarea es verificar el correcto funcionamiento de cada subsistema después de la integración en la plataforma de experimentación y la validación preliminar del prototipo integrado antes de proceder a la validación experimental efectiva.

3. Resultados y discusión

El único proyecto con temática similar al proyecto presentado en este artículo es el Proyecto MIMICS. El grupo del Prof. Robert Riener en la ETH Zurich, Suiza lidera un proyecto financiado por la Comisión Europea (FP7-ICT-215756-imita, de 01/2008 a 12/2010), titulado " Multimodal Immersive Motion rehabilitation with Interactive Cognitive Systems " relacionados con los objetivos de nuestra propuesta [24].

Actualmente, el proyecto MIMICS ha demostrado que la hipótesis inicial es cierta. Sin embargo, hay muchos "problemas abiertos" que hay que resolver para poder aplicar esta hipótesis al desarrollo de la futura generación de sistemas robóticos de rehabilitación. El proyecto MAAT trata de abordar los problemas todavía por resolver para la aplicación de los sistemas biocooperativos a la nueva generación de sistemas robóticos de rehabilitación (Figura 2).

La tecnología desarrollada en este proyecto puede beneficiar a las grandes poblaciones de pacientes (por ejemplo, afectados por derrames cerebrales, lesión de medula, etc) debido a que la rehabilitación motora se hará más eficiente, el resultado terapéutico de la terapia se incrementará y los periodos de rehabilitación se reducirán. Además, estos beneficios pueden reducir los enormes gastos que supone la rehabilitación de estos pacientes al sistema nacional de salud.

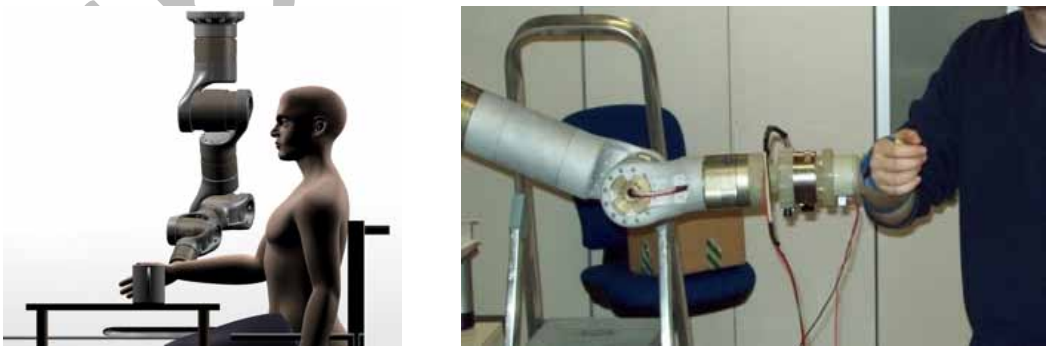


Figura 2. Primer prototipo de uno de los sistemas robóticos biocooperativos que están desarrollándose dentro del marco del proyecto MAAT.

4. Conclusiones

El presente artículo presenta el proyecto MAAT financiado por el FP7 a través del proyecto ECHORD y que se está realizando de forma coordinada por la Universidad Miguel Hernandez y Università Campus Bio-Medico. El objetivo fundamental del proyecto es el desarrollo de un nuevo sistema robótico para la administración de terapia altamente sofisticada para pacientes que hayan sufrido un accidente cerebrovascular con la capacidad de (i) maximizar la motivación y la participación del paciente en la terapia (ii) evaluar continuamente el progreso de la recuperación desde el punto de vista y neurologico, con espacial atención a la seguridad en la interacción hombre-robot.

Referencias

[1] Daño cerebral sobrevenido en España: un acercamiento epidemiológico y sociosanitario. Madrid, 2005.

[2]World Health Organization. Cerebrovascular accident, stroke.http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/.

[3] Adams HP Jr, Bendixen BH, Kappelle LJ, Biller J, Love BB, Gordon DL, et al. Classification of subtype of acute ischemic stroke. Definitions for use in a multicenter clinical trial. TOAST. Trial of Org 10172 in Acute Stroke Treatment. Stroke 1993;24(1):35-41.

[4] Bonita R, Solomon N, Broad JB. Prevalence of stroke and stroke-related disability. Estimates from the Auckland stroke studies. Stroke 1997;28(10):1898-902.

[5] Lopez A, Mathers C, Ezzati M, Jamison D, Murray C. Global and regional burden of disease and risk factors, 2001: systematic analysis of population health data. Lancet 2006;367:1747-57

[6] Impacto sociosanitario de las enfermedades neurológicas, Informe de la fundación española de enfermedades neurológicas, 2006

[7] Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Stroke. Neurologic and functional recovery. The Copenhagen Stroke Study. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America 1999;10(4):887-906.

[8] Nakayama H, Jørgensen HS, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1994;75(4):394-8.

[9] Kwakkel G, Kollen BJ, van der Grond J, Prevo AJ. Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. Stroke 2003;34(9):2181-6.

[10] Ada L, O'Dwyer N, O'Neill E. Relation between spasticity, weakness and contracture of the elbow flexors and upper limb activity after stroke: an observational study. Disability and Rehabilitation 2006;28:891-7.

[11] Harris JE, Eng JJ. Paretic upper-limb strength best explains arm activity in people with stroke. Physical Therapy 2007;87(1):88-97.

[12] Hendricks HT, van Limbeek J, Geurts AC, Zwarts MJ. Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2002;83(11):1629-37.

Iberdiscap

[13] Barker RN, Brauer SG. Upper limb recovery after stroke: the stroke survivors' perspective. Disability and Rehabilitation 2005;30(20):1213-23.

[14] Burgar CG, Lum PS, Shor PC, Machiel Van der Loos HF. Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. Journal of Rehabilitation Research Development 2000;37(6):663-73.

[15] Krebs HI, Hogan N, Aisen ML, Volpe BT. Robot-aided neurorehabilitation. IEEE transactions on rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 1998;6(1):75-87.

[16] Reinkensmeyer DJ, Kahn LE, Averbuch M, McKenna-Cole A, Schmit BD, Rymer WZ. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the ARM Guide. Journal of Rehabilitation Research and Development 2000;37(6):653-62.

[17] Fazekas G, Horvath M, Troznai T, Toth A. Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: A preliminary study. Journal of Rehabilitation Medicine 2007;39(7):580-2

[18] Hesse S, Schmidt H, Werner C, Bardeleben A. Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. Current Opinion in Neurology 2003;16(6):705-10.

[19] Coote S, Stokes EK. A Gentle Robot - attitudes to the first European prototype of a robot mediated therapy system. Proceedings World Congress of Physical Therapy Barcelona. 2003.

[20] Riener R, Nef T, Colombo G. Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. Medical & Biological Engineering & Computing 2005;43(1):2-10.

[21] Prange GB, Jannink MJ, Groothuis-Oudshoorn CG, Hermens HJ, Ijzerman MJ. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. Journal of Rehabilitation Research and Development 2006;43(2):171-84.

[22] Siciliano Bruno and Villani Luigi, Robot Force Control, Kluwer Academic Publishers, Boston, 1999, ISBN 0-7923-7733-8

[23] Hogan N., Impedance Control: An Approach to Manipulation, Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control

[24] Munih, M.; Riener, R.; Colombo, G.; Lunenburger, L.; Muller, F.; Slater, M.; Mihelj, M., "MIMICS: Multimodal immersive motion rehabilitation of upper and lower extremities by exploiting biocooperation principles," Rehabilitation Robotics, 2009.

Iberdiscap

Sistema de Interacción AvanzadoMultiplataforma (SINAM)

G. Moyà, C Manresa, X. Varona, F. Perales

Departament de Matematiques e Informática, Universidad de les Illes Balears,

Crta. Valldemossa Km 7.5, Palma de Mallorca, Baleares, 971172711, 971173003,

gabriel.moya@uib.es, cristina.manresa@uib.es, xavi.varona@uib.es, paco.perales@uib.es

Resumen.

El proyecto SINA surge para diseñar y desarrollar un sistema de interacción con el ordenador. Este sistema tiene como objetivo poder ofrecer la oportunidad de acceso al ordenador de una manera natural, cómoda y sencilla a aquellos usuarios que presentan cierta discapacidad motora. Como primer resultado de este proyecto se obtiene una aplicación de acceso al ordenador a través de los movimientos de la nariz del usuario (SINANose) a posteriori el sistema se completa con un conjunto de nuevas aplicaciones independientes entre si, que aportan diferentes soluciones para el acceso al ordenador, la monitorización de la actividad cerebral de los pacientes y la mejora de sus capacidades. En este trabajo se presenta la integración de estas aplicaciones en un sistema único y homogéneo, SINAM.

Palabras clave: Interfaces de usuario avanzadas, visión por ordenador, accesibilidad.

1. Introducción

El proyecto SINA surge del estudio y de la investigación desarrollada por el Grupo de Gráficos, Visión e Inteligencia Artificial por ordenador del Departamento de Matemáticas e Informática de la UIB, para diseñar y desarrollar un sistema de interacción con el ordenador. Este sistema tiene como objetivo poder ofrecer la oportunidad de acceso al ordenador de una manera natural, cómoda y sencilla a aquellos usuarios que presentan cierta discapacidad motora. Es decir, aquellas personas que tienen dificultades para acceder por los medios tradicionales al uso del ordenador; o bien, que las adaptaciones que se encuentran disponibles no satisfacen las demandas y necesidades de rapidez y comodidad que exigen este tipo de usuarios.

El núcleo de este primera fase del proyecto, consiste en el desarrollo de la aplicación SINA (también conocida como SINANose), que tiene como objetivo permitir la interacción con el ordenador a personas con un movimiento funcional reducido de manos y/o brazos y que por lo tanto no son capaces de utilizar los dispositivos tradicionales de entrada al ordenador (teclado y ratón). Este sistema de bajo coste, para el cual solamente es necesaria la utilización de una cámara web estándar y de un software que a través de la implementación de algoritmos de visión por computador, detecta la cara y la nariz del usuario de tal forma que se siguen los movimientos de la nariz para convertirlos en el movimiento del cursor del ratón (Figura 1). Para poder realizar las acciones necesarias, existe una botonera gráfica que contiene los diversos eventos que permite realizar un ratón.

Interdisap

Figura 1: Interfaz de la aplicación SINA

Tras la experiencia obtenida con el desarrollo del proyecto y la implantación de la aplicación SINA en diversos centros, para la utilización por parte de los usuarios con diferentes tipos de discapacidad motora que hasta el momento no tenían acceso al ordenador o interactuaban con sistemas que les proporcionaban una interacción de baja calidad, se alcanzan los siguientes objetivos [1]:

- Adecuar y adaptar mejor el software a las necesidades demandas de los usuarios.
- Facilitar el acceso y el uso del ordenador por parte de unos usuarios que tenían muchas dificultades para obtener una interacción fluida y fructífera con el ordenador.
- Introducir actividades lúdicas y educativas para favorecer el uso del sistema y el desarrollo integral de la persona.
- Satisfacer las necesidades de los usuarios, ante la posibilidad de realizar actividades nueva, normalizadas y cotidianas.
- Detectar mejoras posturales y mayores niveles de relajación y menores conductas de cansancio ante el ordenador y en algunos casos una rehabilitación funcional importante.

Sin embargo, el nuevo dispositivo tecnológico consecuencia del proceso de investigación no soluciona el problema del acceso de las personas con discapacidad de forma completa o bien con otros tipos de discapacidad como la cognitiva. Es necesario también un trabajo de intervención, que estudie la respuesta de la persona con discapacidad al uso de este dispositivo para mejorar su uso y aprendizaje. En este sentido, el desarrollo del SINA es multidisciplinar y significa un paso más en las experiencias ya adquiridas por la utilización del sistema en más de 50 usuarios finales en 6 centros específicos.

Como respuesta a la necesidad de aumentar las formas de interacción para personas con otros tipos de discapacidad, se decide realizar una nueva aplicación que permita el acceso al ordenador a partir de la detección y seguimiento del movimiento de las pupilas del usuario, esta aplicación toma el nombre de SINAEyes.

Debido a los resultados obtenidos con la experiencia del SINANose, en los que se observan cambios en la capacidad motora y en la coordinación de movimientos se puede suponer que existen algunos cambios neuronales en los pacientes, y por ello se construye un sistema de monitorización de las ondas cerebrales, para de esta manera poder medir los efectos de las aplicaciones SINA, con nombre SINABrain

iberaisap

[2][3]. Por otro lado, se diseña un entorno conocido como SINASense con el objetivo de poder mejorar las capacidades de los usuarios que utilizan estos sistemas de acceso al ordenador.

Hasta este momento cada uno de estos cuatro sistemas ha sido independiente de los demás, contando con interfaces independientes o una configuración propia para cada usuario en cada una de las diferentes aplicaciones.

En este desarrollo presentado, se pretende perfeccionar y generalizar los diferentes métodos de acceso natural e integrar de forma inteligente la interacción entre ellos. Se han adaptado todas las implementaciones para proporcionar un único sistema (SINAM). Finalmente, los aspectos de usabilidad y aplicaciones a videojuegos educativos para mejorar este proceso terapéutico permiten el diseño de un prototipo de software rehabilitador dirigido para y por el usuario final.

2. Metodología

Tal como se ha descrito anteriormente, a partir de la primera experiencia realizada con la aplicación SINAEyes, se han desarrollado otras tres aplicaciones que tratan de ampliar las formas de interacción persona-ordenador que ofrecía SINA, para que usuarios con otro tipo de discapacidades motrices o cognitivas puedan tener acceso a las nuevas tecnologías, para poder monitorizar la actividad cerebral del usuario o para mejorar sus capacidades:

2.2 SINAEyes

Basado en la experiencia de la aplicación SINA, en el proyecto SINAEYes se desarrolla un dispositivo de entrada que ayuda en la accesibilidad de usuarios con problemas de gran discapacidad motora. Se obtiene un sistema de interacción mediante la mirada que utiliza una webcam común (sin iluminación infrarroja), por lo que se consigue un sistema de bajo coste. El usuario es capaz de situar el puntero del ratón en la pantalla simplemente mirando a la zona de la pantalla, ya que el sistema detecta la posición de las pupilas (Figura 2) en la imagen para traducir esta posición a las coordenadas de la pantalla.

Figura 2. Detección de las pupilas de la aplicación SINAEyes.

2.2 SINASense

SinaSense consiste en una sala multisensorial donde se pretende experimentar con las funciones adicionales que ofrece SINA, para usuarios severamente discapacitados intelectualmente. Estas aplicaciones dependen de una acción del usuario que generará una reacción visual y/o sonora y/o háptica. A través de técnicas de visión por computador y utilizando de base los algoritmos del SINA (SINAEyes y SINANose) se detecta cualquier movimiento voluntario, involuntario o no intencionado para generar una respuesta del sistema con la intención de generar un estímulo en el usuario. El objetivo es el de favorecer el nivel de integración sensorial para facilitar así los aprendizajes básicos y abrir puertas a relaciones más significativas. El usuario interacciona con el entorno que le rodea a través de sus movimientos.

2.3 SINABrain

El SinaBraines un conjunto de programas y aplicaciones que permiten someter al usuario a una serie de pruebas con el objetivo de grabar los patrones EEG del individuo en distintas situaciones de actividad motora y cognitiva. Estas pruebas se realizaran en dos sistemas distintos siempre que el usuario esté capacitado para realizarlos. En el primer caso usando el sistema comercial Intelligaze de seguimiento ocular por infrarrojos (un sistema que observando la posición de los ojos permite al usuario utilizar un ratón) y en el segundo caso utilizando un ratón convencional. La utilidad de los resultados se engloba en el proyecto SINA. Se busca estudiar de manera objetiva y cuantificable el comportamiento del cerebro de los usuarios que más han interactuado con el SINA en todas sus variantes para comprobar los cambios que puedan existir desde los primeros días de utilización hasta cuando ya se les puede considerar expertos en el uso del sistema. Como futuro trabajo y partiendo de los datos obtenidos, se estudiaran los métodos de selección y procesamiento de la señal EEG y otros métodos complementarios de interacción (ERP – Auditory and Visual P300, EMG, ECG) basados en EEG. Por ello se prevé que los resultados de las pruebas realizadas sirvan como herramienta de valoración objetiva de la actividad cerebral del paciente en tareas de una determinada concentración y un posterior entrenamiento para la rehabilitación funcional de personas con parálisis cerebral.

Una vez construidos los diferentes entornos se obtiene el sistema deseado, con las diferentes aplicaciones independientes y desconectadas entre sí, tal como se puede ver en la Figura 3.

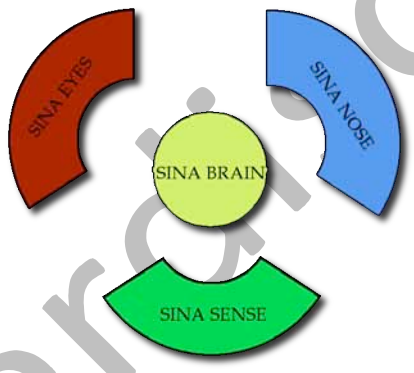


Figura 3. Esquema del sistema.

El trabajo realizado consiste en interrelacionar las diferentes aplicaciones a nivel interno, es decir, creando flujos de datos entre ellas. De esta manera, se permite la transmisión de información entre los sistemas de acceso al ordenador (SINANose y SINAEyes), con el sistema de monitorización (SINABrain) y con el entorno SINASense.

La unificación también se ha llevado a un nivel externo, creando una interfaz común y permitiendo la creación de perfiles de usuario genéricos para las diversas aplicaciones.

3. Resultados y discusión

Como resultado de este trabajo, se ha obtenido un sistema único y cohesionado que permite: la elección del sistema de acceso al computador a través de las aplicaciones SINANose y SINAEyes y la monitorización del trabajo del usuario, con la utilización de SINABrain. En la Figura 4 se puede observar la nueva configuración del proyecto destacando el flujo de datos existente entre las aplicaciones. En azul y en rojo aparecen los sistemas de interacción persona-ordenador que proveen datos al entorno SINASense (color verde). El SINABrain (amarillo), es el encargado de recoger y procesar datos mientras los usuarios trabajan.

Ibergaceta

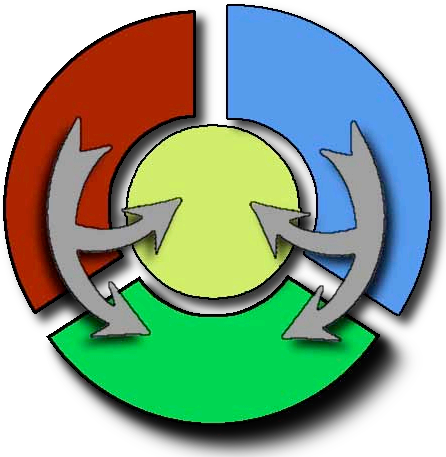


Figura 4. Flujo de datos entre las aplicaciones del entorno SINAM.

En definitiva el sistema SINAM actúa de forma similar a un driver de acceso al ordenador, como por ejemplo un mouse, siendo transparente al usuario y situándose a modo de middleware, entre el hardware del ordenador y las aplicaciones de usuario (software), ver Figura 5.

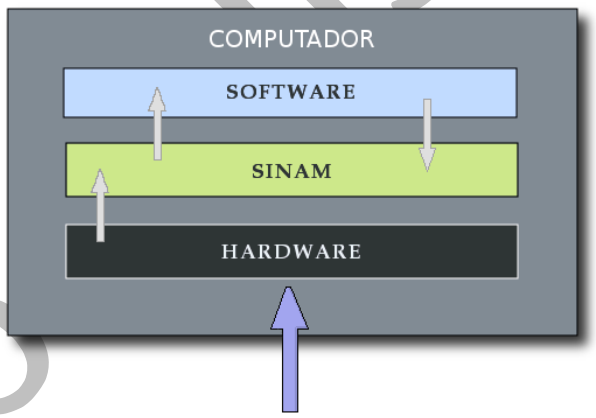


Figura 5. Situación del sistema SINAM en relación a un computador.

4. Conclusiones y trabajos futuros

En el contexto del proyecto SINAM se esta trabajando en ofrecer una mayor difusión del sistema a través de la realización de implementaciones para los diversos sistemas operativos para los cuales aún no se encuentra disponible (GNU\Linux y MacOS X). Este trabajo se lleva a cabo a través de la utilización de bibliotecas multiplataforma: OpenCV para la implementación de los algoritmos de visión i Qt para las interfaces gráficas.

En el entorno SINASense se esta trabajando con la inclusión de la interfaz háptica de bajo coste Falcon Novint (ver Figura 6), creando un conjunto de juegos. En cuanto a la aplicación SINABrain es un sistema

lib.uiscap

que nos permitirá objetivar los cambios potenciales que tienen los usuarios utilizando nuevos dispositivos de interacción. Especialmente la capacidad de adaptar las conexiones neuronales a las actividades potenciadas por los estímulos de los sistemas de interacción. Se desea definir patrones de entrenamiento que permitan dirigir esta neuroplasticidad para mejorar la calidad de vida de cada usuario en función de sus limitaciones.

Figura 6. Sistema Falcon Novint.

Con el objetivo de unificar las aplicaciones que conforman el proyecto SINA, de acceso al computador, de monitorización y aquellas que persiguen mejorar las capacidades de los usuarios, en un solo sistema se presenta el proyecto SINAM. Esta unificación, se lleva a cabo tanto a nivel de flujo de información, como a nivel de usuario ofreciendo una interfaz única, con un solo perfil para cada uno de los participantes.

Agradecimientos

A la Fundación Agrupación Mútua por el premio Ámbito de la Discapacidad, III convocatoria 2010, en la modalidad de proyecto de investigación de base científica, por el trabajo titulado: "SINAEYES: Sistema de Interacción mediante la mirada".

Referencias

[1] SINA. Sistema de Interacción Natural Avanzada. El ordenador al alcance de todos. F. J. Perales, J. J. Muntaner, J. Varona, F. Negre, C. Manresa. CES 2009, ISBN 978-84-613-1740-0.

[2] Manresa-Yee, C, Varona, J. and Perales, F.J., Negre, F., Muntaner, J.J. (2008), *Experiences using a hands-free interface*. Proceedings of the 10th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility pp. 261-262.

[3] Manresa-Yee, Ponsa, P. C, Varona, J. and Perales, F.J User experience to improve the usability of a vision-based interface. Journal Interacting with computers, Volume 22, Issue 6, 2010.

[4] Simón Garcés, F.J. Perales, X. Varona, Ratón Ocular no invasivo y estudio funcionales mediante BCI. Redes REDINBIO y RETADIM, Junio de 2010.

[5] Javier Varona, Cristina Manresa-Yee, Francisco J. Perales, "Hands-free Vision-based Interface for Computer Accessibility". Journal of Network and Computer Applications Volume 31, Issue 4 (November 2008) pp. 357-374, 2008.

[6] Johnny Chung Lee, and Desney S. Tan, "Using a low-cost electroencephalograph for task classification in HCI research", Symposium on User Interface Software and Technology, Proceedings of the 19th annual ACM, Switzerland, Sensing from head to toe, 81 – 90, 2006.

[7] James Fogarty, Andrew J. Ko, Htet Htet Aung , Elspeth Golden , Karen P. Tang , Scott E. Hudson, "Examining task engagement in sensor-based statistical models of human interruptibility", Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems, April 02-07, 2005, Portland, Oregon, USA .

[8] Keirn, Z. and Aunon, J. I., "A New Mode of Communication Between Man and His Surroundings", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 37,No. 12, 1990.

iberdiscap

[9] S. I. Kim, J. M. Cho, J. Y. Jung, S. H. Kim, J. H. Lim, T. W. Nam, J. H. Kim, “A Fast Center of Pupil Detection Algorithm for VOG-Based Eye Movement Tracking”. IFMBE Proceedings World Congress on Medical Physics and BiomedicalEngineering, September 7-12, 2009,Munich, Germany.Vol. 25/4 Image Processing, Biosignal Processing, Modelling and Simulation, Biomechanics.
[10] C. H. Morimoto and D. Koons and A. Amir and M. Flickner, “Pupil detection and tracking using multiple light sources”. Image and Vision Computing, 18, 4, 331 – 335, 2000.
[11] Basilio Noris, Karim Benmachiche, Aude G. Billard, “Calibration-Free eye gaze direction detection with Gaussian processes”. In Proceedings of the International Conference on computer vision theory and applications.
[12] Roberto Valenti, Nicu Sebe, and Theo Gevers. “Accurate eye center location and tracking using isophote curvature”. In Proceedings of the IEEE conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2008.

Iberdiscap

Iberdiscap

Projecto MagicKey: Um olhar que nos guia…

L. Figueiredo[1], F. Caetano[2], T. Nunes[3], A. Gomes[4]

[1]Instituto Politécnico da Guarda, Portugal, Tel. 271220120, Fax 271220150, luis.figueiredo@ipg.pt

[2]Instituto Politécnico da Guarda, Portugal, Tel. 271220120, Fax 271220150, fkaetano@gmail.com

[3]Instituto Politécnico da Guarda, Portugal, Tel. 271220120, Fax 271220150, tiagomkey@gmail.com

[4]Agrupamento de Escolas Infante D. Henrique, Viseu, Portugal, aimg.gomes@gmail.com

Resumo.

A génese que esteve na criação e desenvolvimento deste projecto resultou da necessidade de criar sistemas alternativos de interacção com o computador para pessoas que, pelas suas limitações, não o podem usar da forma convencional, seja através do teclado ou do rato. Os diversos sistemas desenvolvidos têm permitido aumentar a qualidade de vida de pessoas com graves limitações físicas, devolvendo-lhes a capacidade de voltar a comunicar com os outros, ou mesmo dando-lhes essa capacidade pela primeira vez.

Palavras chave: Acesso ao computador; controlo de ambiente.

1. Introdução

O desenvolvimento do Projecto MagicKey começou em 2005 no Instituto Politécnico da Guarda em resposta a um desafio concreto de encontrar uma forma eficiente de interacção com o computador para pessoas que não poderiam utilizar os membros superiores. Nesse mesmo ano produziu-se a primeira aplicação, designada por MagicKey, que viria a dar o nome a todo o Projecto, aplicação essa que permitia o controlodo cursor do rato do computador, de uma forma precisa e rápida, apenas com os movimentos da cabeça do utilizador. Desde essa data foram desenvolvidas mais 8 aplicações, algumas das quais irão ser aqui apresentadas em traços gerais. Um factor comum a todas essas aplicações é que elas foram desenvolvidas sempre para responder a casos concretos que nos eram apresentados por diversos utilizadores. Perante cada solicitação procurávamos, em primeiro lugar, saber o que existia no mercado, para aferir se as necessidades das pessoas já poderiam ser satisfeitas com o que havia disponível. Um outro aspecto que se analisava quando existiam essas soluções era saber se os seus custos eram de tal forma elevados que valeria a pena fazer algo mais acessível para o utilizador, ou mesmo se as soluções existentes tinham limitações técnicas que poderíamos ultrapassar com o desenvolvimento de novos produtos.

Propositadamente, e conscientemente, não procurámos nunca saber o que havia, do ponto de vista académico, já desenvolvido sobre cada um dos problemas que nos iam apresentando. O nosso lema era que, independentemente da qualidade e relevância dos muitos trabalhos académicos publicados nas mais variadas conferências científicas, se esses trabalhos não estavam disponíveis para as pessoas os poderem utilizar no seu dia a dia, então a sua aplicabilidade prática era limitada ou inexistente. Com base neste princípio de trabalho, não serão apresentadas quaisquer referências bibliográficas porque essas referências nunca foram consultadas para o desenvolvimento do nosso trabalho. Da mesma forma são extremamente reduzidas as comunicações científicas que fazemos sobre o nosso trabalho, não pela falta

Inforisap

trabalho desenvolvido e de resultados práticos obtidos, mas porque o nosso principal objectivo é a resolução de problemas concretos de pessoas a não a apresentação de comunicações científicas, sendo esta conferência, pelo seu tema e objectividade, uma dessas excepções.

2. Metodologia

Depois de concluirmos pela necessidade de desenvolver uma nova aplicação, segue-se sempre um estudo cuidado dos objectivos concretos do utilizador, bem como das suas capacidades. Esta análise é fulcral para o sucesso da aplicação a desenvolver já que será com base nas capacidades do utilizador que a tecnologia lhe irá facilitar a obtenção dos seus objectivos. Neste aspecto importa referir que procuramos sempre que seja a tecnologia a adaptar-se às capacidades dos utilizadores, e não o utilizador a ter que se adaptar à tecnologia, dado que, muitas vezes, pelas suas limitações físicas, essa adaptação é muito difícil.

Após os primeiros desenvolvimentos e testes pela equipa de trabalho, e depois de se verificarem os pressupostos de cada aplicação em concreto, passa-se sempre para uma fase importantíssima que consiste na realização de testes pelos utilizadores reais. É com estes testes que verdadeiramente se verifica ou não a funcionalidade das aplicações, e que se definem novas estratégias de melhoria ou de novos desenvolvimentos. Sem o feedback com os utilizadores reaispoderíamos ter resultados teóricos muito interessantes, poderíamos ter imensas simulações em laboratório, mas não teríamos a garantia de ter desenvolvido um produto que permitisse responder às necessidades concretas dos seus utilizadores e contribuir para a melhoria da sua qualidade de vida, que constitui o nosso principal objectivo.

Sucede, muitas vezes, que já depois dos utilizadores usarem as nossas aplicações no seu dia a dia,continuam a mandar-nos novas sugestões o que faz com que as aplicações continuem a evoluir nunca se considerando definitivamente concluídas.

3. Resultados e discussão

Pelas naturais limitações de espaço não é possível descrever todas as aplicações desenvolvidas neste Projecto e mesmo para aquelas que serão apresentadas não se poderão indicar muitos detalhes, procurando-se apenas complementar as descrições resumidas com testemunhos reais dos seus utilizadores.

3.1. MagicKey

Esta aplicação permite o controlo do rato do computador, de uma forma rápida e precisa, apenas com os movimentos da cabeça do utilizador.

Imagem 1: MagicKey

A aplicação utiliza uma webcam, com uma resolução de 640*480, adaptada para funcionar na gama dos infravermelhos, e uma pequena iluminação de infravermelhos alimentada pela mesma porta USB utilizada

Uberdisca

pela webcam (Imagem 1). O algoritmo utilizado permite detectar as pupilas dos olhos e usar a sua referenciação nas coordenadas (x,y) da imagem da webcam, para posicionar o cursor do rato no ecrã do computador. Apesar da diferença de resoluções da imagem da webcam e do ecrã do computador, o sistema de mapeamento de coordenadas desenvolvido permite posicionar o cursor do rato exactamente no pixel que se deseja. O utilizador pode fazer todo o tipo de cliques existentes no rato, incluindo a opção de *scroll* vertical tradicionalmente activado pela roda superior do rato. Para utilizar estas funcionalidades o utilizador pode optar pelo piscar dos olhos ou fazer os cliques por tempo.

O público-alvo desta aplicação é constituído pelas pessoas impossibilitadas de usar as mãos mas que tenham controlo dos movimentos da cabeça.

Exemplo prático:http://www.magickey.ipg.pt/biblioteca/MagicKey_reportagem_sic30-04-2008.wmv

3.2. MagicEye

A aplicação MagicEye foi desenvolvida para dar resposta a dois tipos de situações para as quais não era possível a utilização da aplicação MagicKey. De facto, como já referido, para se utilizar a aplicação MagicKey é necessário que o utilizador tenha controlo dos movimentos da cabeça. Há, porém, muitas situações em que as pessoas não têm controlo dos movimentos da cabeça, nuns casos porque a cabeça está completamente imóvel, como é o caso dos portadores de Esclerose Lateral Amiotrófica, e noutros porque existem muitos movimentos involuntários na cabeça, como é o caso de alguns tipos de paralisia cerebral.

Esta aplicação usa a capacidade dos seus utilizadores de movimentar os olhos para controlar o movimento do cursor do rato. Em termos práticos o MagicEye determina a direcção do olhar do utilizador e coloca o cursor do rato no local do ecrã para onde ele está a olhar.

O utilizador pode movimentar a sua cabeça que isso não interfere com o funcionamento da aplicação.

Imagem 2: MagicEye

Utiliza-se uma câmara de alta definição, funcionando na gama dos infravermelhos, com uma resolução de 1280*1024 e 25 imagens por segundo à sua resolução máxima (Imagem 2). Após a detecção dos olhos do utilizador a aplicação selecciona uma região de interesse da imagem com uma resolução de 1280*400, o que permite obter cerca de 60 imagens por segundo e assim aumentar a precisão do movimento do cursor do rato e a sua resposta em tempo real aos movimentos dos olhos.

Os algoritmos de processamento de imagem desenvolvidos permitem processar estas 60 imagens por segundo gastando cerca de 6% do tempo de CPU com um processador Intel Core 2 Duo T7700 a 2.40GHz. A aquisição das respectivas imagens pelos drivers da câmara gasta cerca de 10% de CPU, o que significa que a aplicação gasta, no seu conjunto, cerca de 15 a 16% de CPU.

O sistema é muito tolerante à luz ambiente. Utiliza uma iluminação de infravermelhos com um comprimento de onda de 850nm e um filtro na lente da câmara, que corta o espectro visível da luz. Pode

IPBeja iscap

ser utilizado por pessoas que usem óculos, sendo que nesta situação dever-se-á ter cuidado no alinhamento da câmara e dos óculos para que estes não provoquem reflexos.

É possível fazer uma calibração automática para cada utilizador, sendo que esta calibração automática poderá ser ajustada através de uma interface simples que o próprio utilizador activa de forma a conseguir o máximo de precisão do movimento do cursor. O próprio utilizador pode activar e desactivar o MagicEye apenas com os olhos, o que lhe dá uma vantagem acrescida na utilização do computador.

Com poucas horas de treino é possível aceder a qualquer botão de uma interface gráfica, como é o caso dos botões do Word, ou do Paint mesmo com uma resolução elevada do ecrã do computador.

Exemplos práticos: www.ipg.pt\user\~luis.figueiredo\PaulinhaHDresumo.wmv

www.ipg.pt\user\~luis.figueiredo\DepoimentoPedroMonteiro.wmv

3.3. MagicPhone

Esta aplicação permite a utilização de um telemóvel a partir do computador. Com ela é possível, por exemplo, que uma pessoa que não fala, que não mexe as mãos, os pés, ou cabeça, mas apenas os olhos, possa, com a utilização da aplicação MagicEye e MagicPhone, efectuar e receber chamadas de voz, enviar e receber SMS e gerir todo o seu telemóvel.

Destina-se a pessoas que não consigam utilizar um telemóvel mas consigam aceder ao computador, seja de uma forma normal, seja com qualquer uma das tecnologias de acesso ao computador que desenvolvemos neste projecto.

Exemplo prático: www.ipg.pt\user\~luis.figueiredo\MagicphonetestemunhoRosário.doc

3.4. MagicKeyboard

O MagicKeyboard é uma aplicação informática multi-tarefa que permite um conjunto muito diversificado de utilizações. Ao nível do seu funcionamento como um teclado virtual destaca-se a sua capacidade de fazer previsão de texto o que aumenta substancialmente a velocidade de escrita. Esta previsão de texto baseia-se num dicionário com cerca de 700.000 palavras e numa complexa estrutura de dados que regista a probabilidade de ocorrência de cada palavra em função das palavras escritas anteriormente. Toda esta estrutura de dados é dinâmica o que significa que vai aprendendo com a escrita do utilizador adaptando-se assim ao estilo de escrita de cada um. O teclado pode ser completamente configurado às necessidades de cada utilizador em função da sua precisão no controlo do rato, como se mostra na Imagem 3.

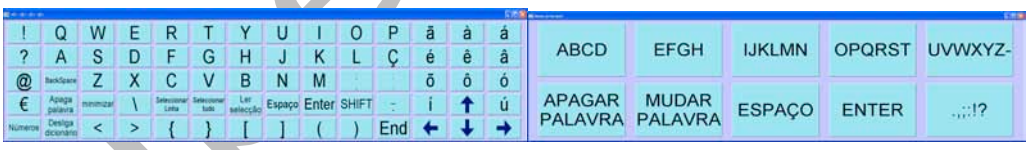


Imagem 3: Duas possíveis configurações dos teclados do MagicKeyboard

Apesar da facilidade de criação de quadros de comunicação, procurou-se dotar a aplicação com uma forma inovadora e semi-automática de criar quadros de comunicação que podem ser usados nas mais variadas áreas de formação de crianças em idade escolar, com limitações físicas ou cognitivas.

Versão Piscap

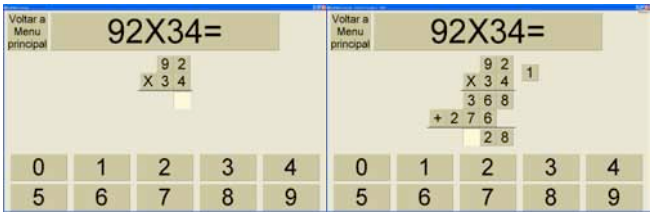


Imagem 4: Exercícios matemáticos gerados automaticamente pelo MagicKeyboard

A Imagem 4 mostra diferentes fases do desenvolvimento de um exercício em que o professor para o produzir apenas teve que seleccionar o tipo de operação matemática a fazer, vezes neste caso, e os valores máximos e mínimos do multiplicando e multiplicador. Com base nesses dados do professor o MagicKeyboard produz automaticamente os quadros de comunicação apresentados.

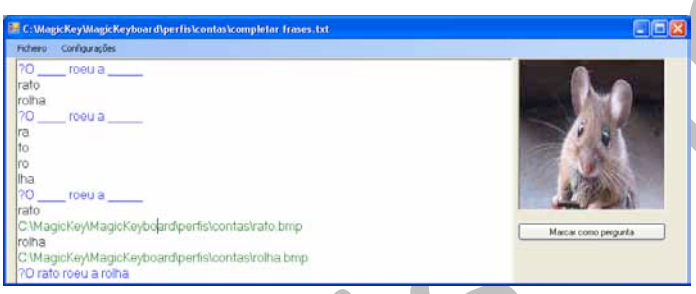


Imagem 5: Ficheiro com exercícios de Português

A Imagem 5 mostra um ficheiro de texto com vários exercícios de Português para o MagicKeyboard. No primeiro exercício o aluno deve completar a frase com as palavras “rato” e “rolha”. Já no segundo exercício estas palavras são divididas em sílabas, respectivamente “ra”, “to”, “ro”, “lha”. Com base nestes dois exercícios o MagicKeyboard irá gerar automaticamente os quadros da Imagem 6, sendo que tudo o que o professor tem que fazer é produzir o respectivo ficheiro de texto.

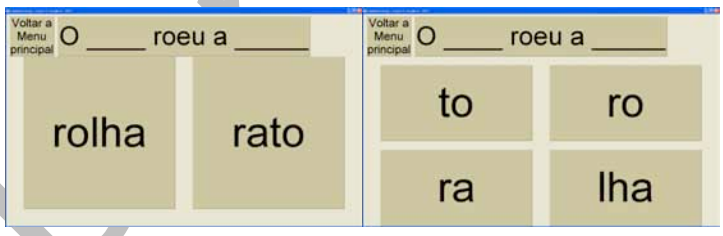


Imagem 6: Quadros gerados automaticamente pelo MagicKeyboard

Esta mesma aplicação integra as funcionalidades de reconhecimento e síntese de voz, bem como o controlo de ambiente através do módulo de hardware MagicHome.

3.5. MagicHome

O MagicHome é a componente de hardware que comunica com o MagicKeyboard, de acordo com a Imagem 7, e que permite interagir com equipamentos electrónicos comandados por infravermelhos (televisões, vídeos, HI-FI, ar condicionado…) ou equipamentos eléctricos simples (lâmpadas, aquecedores, ventoinhas…) quando ligados a uma tomada receptora controlada por radiofrequência. O

controlo de todos estes sistemas pode ser feito por diversas formas de *input* que vão desde a utilização de um rato de computador normal, dos diferentes sistemas deste projecto de acesso ao computador, até à possibilidade de se controlar qualquer equipamento por comandos de voz com palavras escolhidas pelo próprio utilizador.

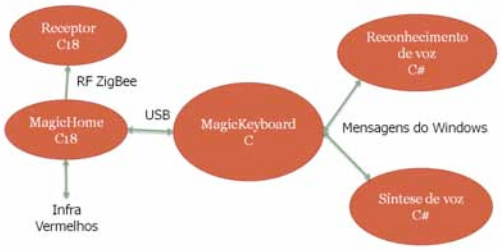


Imagem 7: Arquitectura do MagicKeyboard e MagicHome.

É possível ligar este sistema a qualquer dispositivo eléctrico como por exemplo uma cama eléctrica, e permitir ao seu utilizador controlá-la com comandos de voz, como se mostra num exemplo real de um utilizador.

Exemplo prático: www.ipg.pt\user\~luis.figueiredo\VidRicardo.wmv

3.6. MagicWheelchair

Esta aplicação nasceu do desafio de permitir a pessoas completamente imóveis poderem controlar uma cadeira de rodas eléctrica apenas com a direcção do olhar. Ela utiliza a aplicação MagicEye para determinar a direcção do olhar. Os dados obtidos por esta aplicação são enviados, através de um protocolo aberto, para uma segunda aplicação que faz o seu processamento em conjunto com todos os dados que recebe da própria cadeira. Esses dados são provenientes do conjunto de 10 sonares colocados em torno da cadeira que dão uma informação precisa sobre a distância desta aos diferentes objectos à sua volta, bem como de dois encoders que dão uma informação, em tempo real, da velocidade de cada uma das rodas motrizes da cadeira. Tendo em conta todos os sinais recebidos e a direcção do olhar do utilizador a aplicação calcula e potência a fornecer a cada um dos motores da cadeira de forma que a mesma siga para onde o utilizador pretende e tendo em conta as necessárias condições de segurança, impedindo assim a cadeira de colidir com objectos ou pessoas mesmo que seja essa a intenção do utilizador.

Em termos práticos a direcção do olhar funciona como um joystick virtual em que haverá uma zona do espaço, junto à câmara de alta definição usada, que funciona como o ponto central desse joystick que faz com que a cadeira esteja parada. Quando o utilizador olha para cima desse ponto, a cadeira começará a andar para a frente, e quando mais para cima o utilizador olhar maior será a velocidade da cadeira. Pelo contrário, se o utilizador olhar para baixo do ponto de referência, a cadeira começará a andar para trás. Este princípio é igualmente usado para controlar a direcção da cadeira. Se o utilizador olhar para a direita a cadeira irá para a direita e se olhar para a esquerda a cadeira seguirá esse movimento dos olhos de forma que, literalmente, a cadeira irá sempre para onde o utilizador olhar.

O utilizador pode activar e desactivar o modo de condução da cadeira com o olhar de uma forma simples e eficaz. Estando a condução da cadeira desactivada, o utilizador pode activá-la olhando na direcção da câmara e piscando os olhos por 3 vezes. Se quiser desactivar a condução da cadeira apenas terá que piscar os olhos duas vezes.

Esta mesma aplicação, com a sua interface aberta, pode controlar a cadeira com outras formas de *input* do utilizador, nomeadamente com comandos de voz ou com um tradicional joystick, sendo que em todas essas formas de controlo se mantêm activos os sistemas de segurança dados pelos sinais dos sonares e

Thesis Scan

dos encoders, aumentando assim a segurança para as pessoas que têm dificuldades em utilizar uma cadeira de rodas eléctrica convencional.

Embora este projecto esteja ainda em desenvolvimento os testes práticos obtidos com um utilizador real mostraram já as suas potencialidades.

O principal problema técnico neste momento prende-se com a grande limitação temporal imposta pela reduzida autonomia do computador que apenas pode ser alimentado pela sua própria bateria.

Exemplo prático: www.ipg.pt\user\~luis.figueiredo\PedrocadeiraHD.wmv

3.7. MagicWatch

Esta é a aplicação mais recente concluída já em 2011 e tem por base também a aplicação MagicEye. Ela permite auxiliar os profissionais da área da educação na análise de crianças com dificuldades de leitura, permitindo fazer um vídeo que regista o conteúdo do ecrã do computador, a voz da criança a ler um texto, e a posição para onde a criança está a olhar no momento em que está a ler. O visionamento posterior do vídeo produzido, à velocidade normal ou em câmara lenta, permite ao profissional ter uma percepção muito rigorosa do movimento do olhar da criança, podendo-lhe dar informações muito úteis que lhe permitirão encontrar as melhores estratégias para ajudar as crianças em causa.

4. Conclusões

Optou-se, neste Projecto, por fazer um tipo de investigação prática aplicada às necessidades de pessoas com graves limitações físicas. A melhoria da qualidade de vida das pessoas com quem trabalhamos é, pois, o nosso principal objectivo e a nossa grande fonte de inspiração.

Os diversos sistemas desenvolvidos que, com a excepção do MagicWheelchair, estão todos a ser utilizados em ambientes reais, têm dado um contributo importantíssimo no bem estar e na auto estima dos seus utilizadores.

É possível encontrar no mercado alguns sistemas equivalentes aos que desenvolvemos, no entanto, sem querermos estar a fazer estudos comparativos entre ambos, facilmente se demonstrará que os custos dos nossos sistemas são substancialmente inferiores, sendo que, de acordo com os utilizadores que testaram os nosso sistemas e os equivalentes existentes no mercado, a sua preferência, em termos técnicos, recaiu nos nossos, como aliás está patente num dos testemunhos reais aqui apresentados.

Apesar das grandes limitações económicas que sentimos é nosso objectivo continuar a inovar e a produzir novos sistemas ou melhorar as aplicações já existentes.

No caso particular do MagicWheelchair procuraremos encontrar uma solução que permita aumentar substancialmente a autonomia do sistema, solução essa que poderá passar pela utilização de câmaras com unidades de processamento de imagem integradas, onde se possa implementar todo o algoritmo de processamento de imagem necessário à detecção da direcção do olhar, e desta forma dispensar a utilização do computador que é o principal factor limitativo da autonomia da cadeira eléctrica.

iberdiscap

Iberdiscap

Arquitectura de una interfaz multimodal basada en EOG y EEG

E. Iáñez, A. Úbeda, J.M. Azorín

Grupo de Neuroingeniería Biomédica. Universidad Miguel Hernández de Elche. Avda. de la Universidad S/N. Ed. Quorum V, 03202 Elche, España. Tel. 96 665 8902. Fax 96 665 8979.

{eianez, aubeda, jm.azorin}@umh.es

Resumen.

Este artículo describe la arquitectura de una interfaz multimodal que combina una Interfaz Cerebro-Computador (BCI) con una interfaz electrooculográfica (EOG). El BCI no invasivo espontáneo registra la actividad eléctrica cerebral a través de electrodos superficiales, mientras que la interfaz EOG detecta el movimiento de los ojos mediante electrodos situados en la cara alrededor de los ojos. Ambas señales son registradas conjuntamente y procesadas de forma independiente para obtener la tarea mental que el usuario está pensando y el movimiento ocular realizado por el usuario. Ambos comandos se combinan para mover un punto en una interfaz gráfica con el fin de alcanzar diferentes objetivos. La interfaz EOG mueve el punto en el plano mientras que el BCI cambia su altura.

Palabras clave: multimodalidad, electroencefalografía, electrooculografía, interfaz hombre-computador.

1. Introducción

Actualmente, existen numerosas tecnologías de asistencia para personas con discapacidad con el objetivo de mejorar su calidad de vida incrementando su independencia. Un ejemplo de estas interfaces para personas con discapacidad son las basadas en electrooculografía (EOG), que detectan el movimiento de los ojos midiendo la diferencia de potencial entre la córnea y la retina [1-2]. Éstas han sido usadas en diferentes aplicaciones, como el control de brazos robóticos [3].

Otro tipo son las Interfaces Cerebro-Computador (Brain-Computer Interfaces: BCIs), que permiten generar comandos a partir de la actividad cerebral de la persona. Hay diferentes tipos de BCIs [4-5], pero en este artículo se ha usado un BCI no invasivo y espontáneo que registra las señales electroencefalográfcas (EEG) mediante electrodos superficiales. Estos BCIs se han utilizado en diferentes aplicaciones como el control de brazos robot [6]. Aún así, los actuales BCIs están lejos de ser utilizados para realizar tareas complejas que requieran generar más de tres tareas mentales.

Las interfaces multimodales pueden ser usadas para solventar las limitaciones de usar sólo una interfaz. Varias interfaces multimodales se han desarrollado combinando un BCI con otras técnicas, como electromiografía [7] o seguimiento ocular mediante cámara [8].

El objetivo de este artículo es diseñar una arquitectura multimodal combinando un BCI con una interfaz EOG. El sistema BCI desarrollado en [9] se ha mejorado reduciendo el número de electrodos y mejorando el procesamiento,donde se han combinado la Transformada Rápida de Fourier y la Transformada de Wavelet. El nuevo algoritmo EOG mejora un algoritmo previo [10] haciéndolo más robusto, eficiente y reduciendo el tiempo en obtener la dirección de la mirada. La combinación de ambas interfaces incrementa el número de comandos que pueden generarse, permitiendo realizar tareas más complejas que sólo usando una de las dos interfaces. Se ha desarrollado una interfaz gráfica para realizar las pruebas

Ibermisco

experimentales, donde se mueve un punto en un plano mediante la interfaz EOG mientras que el BCI cambia su altura.

El resto del artículo está organizado de la siguiente forma. En la Sección 2 se describe la arquitectura multimodal explicando el BCI, la interfaz EOG y la combinación de comandos de ambas interfaces. La Sección 3 presenta los resultados obtenidos así como su discusión. Finalmente, las principales conclusiones se resumen en la Sección 4.

2. Metodología

En la Figura 1 se muestra el diagrama general de la arquitectura multimodal desarrollada. Los datos se registran cada medio segundo y posteriormente se procesan las señales EOG y EEG de forma independiente. Finalmente, se combinan la tarea mental y el movimiento ocular detectados en un solo comando. La Figura 2 muestra una imagen del entorno donde el usuario realiza las pruebas.

Para registrar las señales EOG y EEG de forma conjunta se utiliza el dispositivo comercial gUSBamp de g.tec que dispone de 16 canales de registro. Se ha utilizado una frecuencia de muestreo de 1200 Hz y se han aplicado filtros proporcionados internamente por el equipo de registro: un filtro paso banda entre 0 y 100 Hz y un filtro Notch en 50 Hz para eliminar el ruido de la red eléctrica. El software utilizado, tanto para registrar las señales como para desarrollar la interfaz gráfica, se ha implementado en Matlab usando la interfaz de programación de aplicaciones (API gUSBamp de Matlab) proporcionada por el dispositivo.

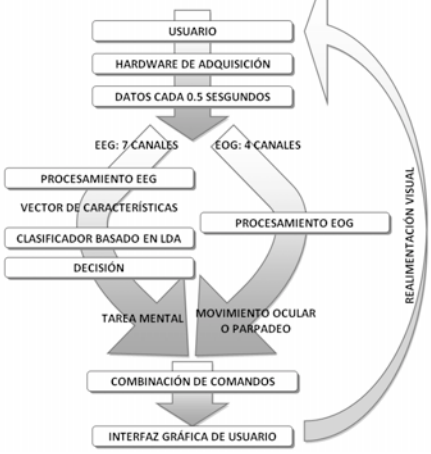


Figura 1. Diagrama general de la arquitectura multimodal.

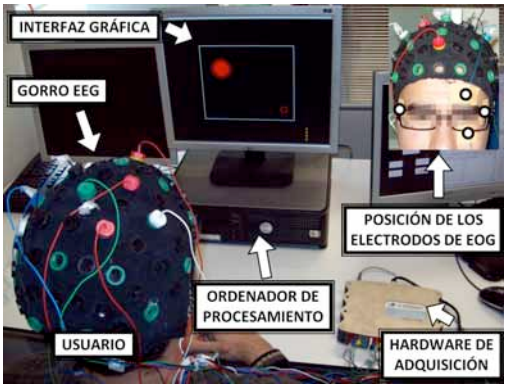


Figura 2. Imagen del entorno local.

2.1. Interfaz EOG

El sistema EOG desarrollado es capaz de detectar el movimiento de los ojos midiendo, a través de electrodos superficiales situados alrededor de los ojos, la diferencia de potencial entre la córnea y la retina [11-12]. Cuando una persona realiza un movimiento ocular se observa un cambio brusco en la señal registrada que puede detectarse fácilmente mediante la derivada. Se han utilizado 4 electrodos secos planos de 12 mm de diámetro (modelo E273 de Easycap): 2 para medir el movimiento horizontal situados a la izquierda y derecha de ambos ojos, y 2 para medir el movimiento vertical situados arriba y debajo de uno de los ojos. La ventaja de estos electrodos es que no necesitan gel conductivo para funcionar haciendo más fácil y rápida su colocación en el usuario.

Se ha desarrollado un nuevo algoritmo capaz de detectar los movimientos oculares (derecha, izquierda, arriba, abajo y reposo) así como el parpadeo de la persona mejorando un trabajo previo [10]. El usuario debe realizar un movimiento rápido del ojo en la dirección deseada volviendo rápidamente al centro. El nuevo algoritmo utiliza ventanas de procesamiento de 1s, 0.5s o 0.25spara detectar el movimiento ocular. En este trabajo se ha seleccionado una ventana de 0.5 segundos para sincronizarlo con el BCI.

Para obtener el movimiento ocular o el parpadeo del usuario, se analiza cada ventana, realizando, en primer lugar, un filtrado de media móvil para obtener una señal más limpia. A continuación se realiza la derivada para detectar los cambios abruptos de la señal cuando se realiza un movimiento ocular. Después se buscan los máximos y mínimos y el tiempo en que se han producido. Los valores que no superen el umbral de ruido se eliminan y el resto se añaden a un vector junto con el tiempo en que se produjeron. Finalmente, se evalúa este vector para obtener la dirección de la mirada o el parpadeo.

Si el valor es superior a cierto umbral, se detecta un parpadeo. En otro caso, si dos valores consecutivos del vector (máximo-mínimo o mínimo-máximo) se producen con una diferencia menor de 0.6 segundos, entonces se habrá producido un movimiento derecha/arriba o izquierda/abajo. En caso de que el valor no cumpla ninguna condición se elimina del vector a menos que sea el último valor del vector, en cuyo caso se mantiene para la próxima vez que el algoritmo se ejecute. De esta forma se podrán detectar movimientos realizados entre dos ventanas de procesamiento.

2.2. BCI

El BCI desarrollado es un sistema no invasivo y espontáneo que permite diferenciar entre tres tareas mentales. Éste utiliza electrodos superficiales para registrar las señales electroencefalográficas (EEG) de la persona. El BCI se basa en un desarrollo previo [9] al que se le han introducido ciertas mejoras, como reducir el número de electrodos y mejorar los algoritmos de extracción de características. Las tareas mentales empleadas han sido la imaginación motora del movimiento repetitivo circular del brazo derecho e

Ibersiscap

izquierdo, y como tarea de reposo se ha utilizado una cuenta atrás desde 20. Se han utilizado 7 electrodos (antes se usaban 16) sobre el córtex motor en las siguientes posiciones: FC1, FC2, C3, Cz, C4, CP1 y CP2 (siguiendo el Sistema Internacional 10/20 para la situación de electrodos [13]). Una vez se registran las señales EEG es necesario aplicar un procesamiento y una clasificación para obtener la tarea mental que está pensando el usuario.

Las señales EEG son amplificadas y filtradas cada 0.5 segundos en ventanas de 1 segundo, lo que supone un solape de 0.5 segundos con la muestra anterior. A continuación se aplica un filtrado entre 5 y 21 Hz y un filtro CAR (Common Average Reference) que elimina la actividad de fondo. Después se procesan las señales para extraer sus características más importantes combinando dos algoritmos basados en frecuencia. Mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT) se calculan los coeficientes de las frecuencias comprendidas entre los 8 y los 16 Hz con una resolución de 2 Hz; y con la Transformada de Wavelet (TW) se calcula la energía de tres bandas de frecuencia entre 0 a 38 Hz, 19 a 28 Hz y 9 a 19 Hz y se calcula su energía. Finalmente se aplica una Superficie Laplaciana para mejorar la calidad señal/ruido. El vector de características estará compuesto por 56 características, 8 (5 de FFT y 3 de TW) por cada uno de los 7 electrodos, y la tarea mental que el usuario estaba pensando durante la ventana procesada.

A continuación, para clasificar los vectores de características junto con la tarea asociada se ha utilizado el clasificador basado en Análisis Discriminante Lineal (LDA) desarrollado en [9]. Se han creado cuatro modelos que diferencian entre diferentes combinaciones de las tareas mentales de dos en dos, y se ha desarrollado un sistema de decisión que los combina para obtener la tarea mental que el usuario esté realizando. Finalmente, y para evitar errores puntuales, se han tenido en cuenta los 5 instantes anteriores realizando la moda de éstos para obtener la salida final del sistema BCI. Puede verse una explicación más detallada en [9].

2.3. Combinación de los comandos

En la arquitectura multimodal desarrollada se han combinado el BCI y la interfaz EOG para poder realizar tareas más complejas. Una vez las señales son procesadas, cada 0.5 segundos se obtiene la tarea mental que esté pensando la persona o el movimiento ocular efectuado. La interfaz EOG permitirá realizar el control del movimiento de un punto en una interfaz gráfica en un plano, mientras que el BCI controlará la altura del punto. Se ha utilizado un control no simultáneo para simplificar el uso por parte del usuario.

Se ha desarrollado una interfaz gráfica que permitirá controlar un punto en 3 dimensiones. Cuando el usuario realiza un movimiento ocular en la dirección deseada, el punto comienza a moverse en esa dirección siendo necesario mirar en la dirección contraria para detenerlo. Mientras el punto se mueve, no se permite cambiar la dirección del movimiento o la altura. Esto obliga al usuario a detener primero el punto antes de efectuar un cambio de dirección o de altura. Cuando el punto está detenido, el BCI comienza a funcionar cambiando la altura del punto. Si el usuario piensa en la tarea asociada a derecha, el punto incrementará su altura y si piensa en la tarea asociada a izquierda el punto descenderá.

3. Resultados y discusión

En primer lugar debe entrenarse con cada interfaz independientemente. Se buscan los umbrales de la interfaz EOG para cada usuario y entonces se entrena realizando varios movimientos oculares. Después se realizan varios registros de tareas mentales y se crea un modelo basado en LDA específico para el usuario. A continuación, los usuarios entrenan con diferentes interfaces gráficas que muestran una realimentación visual de la salida del BCI, de forma que saben si lo están haciendo bien o no. Una vez ambas interfaces se controlan de forma apropiada, el usuario comienza a trabajar con la arquitectura multimodal.

Iberdiscap

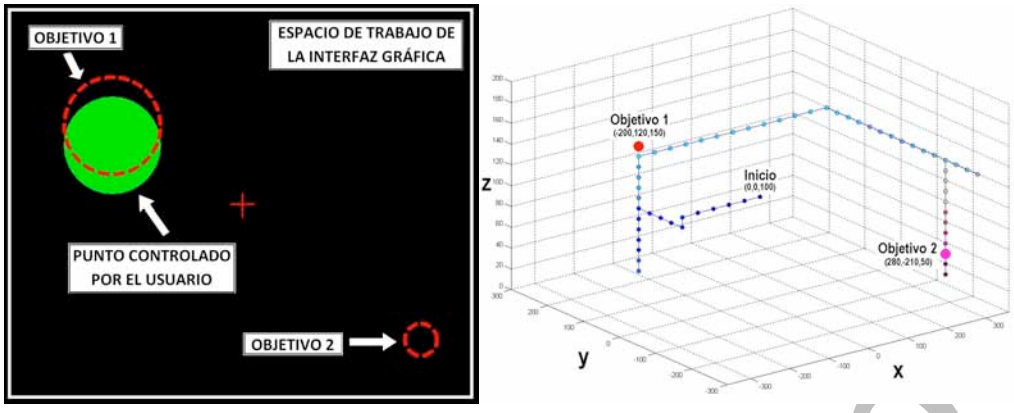


Figura 3. Interfaz gráfica de usuario (izquierda) y representación 3D de una trayectoria realizada (derecha).

La interfaz multimodal se ha utilizado para controlar el movimiento de un punto en X, Y y Z en una interfaz gráfica con el fin de pasar por ciertos objetivos (Figura 3, izquierda). En la interfaz gráfica el cambio de altura se simula cambiando el tamaño del punto (aumentándolo cuanto mayor es la altura y disminuyéndolo cuanto menor es la altura). En la Figura3 (derecha) se observa una representación 3D de la trayectoria realizada. El objetivo es realizar los movimientos oculares necesarios para acercarse a los objetivos en el plano X e Y, y a continuación, ayudarse del BCI, para cambiar la altura del punto pensando en la tarea mental correspondiente.

El punto se mueve en una cuadrícula dentro del espacio de trabajo cada vez que recibe un comando. La prueba comienza en una posición central y el usuario debe dirigirse al objetivo 1 y a continuación al objetivo 2, donde se ha medido el tiempo de cada tramo. Además se ha medido el error de posición para cada objetivo calculando la distancia euclídea entre el punto y el objetivo dentro de la cuadrícula.

El algoritmo EOG desarrollado ha sido testeado obteniendo resultados satisfactorios. El porcentaje de acierto ronda el 94% correspondiendo el resto a no detecciones. El BCI ha sido testeado en [9] obteniendo buenos resultados iniciales que mejoran con el entrenamiento.

La Tabla1 muestra los resultados del uso de la arquitectura multimodal por parte de un usuario. El usuario se acerca primero a los objetivos realizando movimientos oculares usando la interfaz EOG, y a continuación, usa el BCI pensando en la tarea mental correspondiente para ajustar la altura. El tiempo usado para llegar a los objetivos es muy bajo. La mayoría del tiempo corresponde al uso del BCI, ya que éste requiere pensar constantemente en la tarea mental para cambiar la altura, mientras que con la interfaz EOG sólo es necesario realizar un movimiento ocular para comenzar a mover el punto o detenerlo.

	Objetivo 1		**Objetivo 2**	
	Tiempo (segundos)	**Error (distancia euclídea)**	**Tiempo (segundos)**	**Error (distancia euclídea)**
Prueba 1	7.0	6.2	16.0	1
Prueba 2	14.0	0	19.5	3

Interdisap

Prueba 3	34.0	1	18.5	1
Media	18.3	2.4	18	1.7

Tabla 1. Resultados de una trayectoria realizada por un usuario con la arquitectura multimodal.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Se ha desarrollado la arquitectura de una interfaz multimodal compuesta por una interfaz EOG y un BCI. Está basada en una mejora sobre un BCI ya desarrollado y un nuevo algoritmo de procesamiento EOG. Para evaluar la arquitectura, se ha desarrollado una interfaz gráfica que ha permitido controlar el movimiento de un punto en tres dimensiones con el fin de acercarse a varios objetivos. Esto no hubiera sido posible usando sólo una de las interfaces.

Nuestro trabajo futuro estará enfocado en la realización de pruebas experimentales utilizando un brazo robot. La combinación de los canales horizontales y verticales de la interfaz EOG, así como el parpadeo, permitirá tanto un mayor control como la posibilidad de interactuar con el entorno.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del Ministerio de Ciencia e Innovacióndel Gobierno de España a través del proyecto DPI2008-06875-C03-03 y de la Consellería d'Educació de la Generalitat Valencianacon las ayudas BEST/2010/047, FPA/2011/058 y ACOMP/2011/066.

Referencias

[1] Y. Chen, W.S. Newman, A Human-robot Interface Based on Electrooculography, IEEE International Conference on Robotics and Automation, Vol. 1, pp. 243-248, 2004.

[2] M. Duguleana, G. Mogan.Using eye blinking for EOG-based robot control. Emerging Trends in Technical Innovation, IFIP Advances in Information and Communication Technology. Springer BerlinHeidelberg,Vol. 314, pp. 343–350, 2010.

[3] E. Iáñez, J. M. Azorín, E. Fernández, A. Úbeda, Interface Based on Electrooculography for Velocity Control of a Robot Arm, Applied Bionics and Biomechanics, Vol. 7, no. 3, pp. 199-207, 2010.

[4] G. Dornhege, J.R. Millán, T. Hinterberger, D. McFarland, K. Müller. Towards Brain-Computer Interfacing. MIT Press. Cambridge, Massachusetts, 2007.

[5] M.A.L. Nicolelis, Actions from Thoughts, Nature, Vol. 409, pp. 403-407, 2001.

[6] E. Iáñez, M. C. Furió, J. M. Azorín, J. A. Huizzi, E. Fernández, Brain-Robot Interface for Controlling a Remote Robot Arm, Lecture Notes on Computer Sciences. III International Work-Conference on the Interplay between Natural and Artificial Computation (IWINAC), Vol. 5602, pp. 353-361, 2009.

[7] R. Leeb, H. Sagha, R. Chavarriaga, J.R. Millán, Multimodal Fusion of Muscle and Brain Signals for a Hybrid-BCI, In Proceedings of the 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 4343-4346, 2010.

[8] E.C. Lee, J.C. Woob, J.H. Kim, M. Whang, K.R. Park, A Brain–Computer Interface Method Combined with Eye Tracking for 3D Interaction, Journal of Neuroscience Methods, Vol. 190, pp. 289-298, 2010.

[9] E. Iáñez, J. M. Azorín, A. Úbeda, J. M. Ferrández, E. Fernández, Mental Tasks-Based Brain--Robot Interface, Robotics and Autonomous Systems, Vol. 58, no. 12, pp. 1238-1245, 2010.

Iberdiscap

[10] E. Iáñez J.M. Azorín, e. Fernández, R. Morales, Electrooculography-based HumanInterface for Robot Controlling. Proceedings of the 13th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS). York, Walter de Gruyter-Berlin-New, Freiburg, Germany, Vol. 53, pp. 305-307, 2008.

[11] L.E. Sibert, R.J. Jacob. Evaluation of eye gaze interaction. In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (The Hague, The Netherlands). CHI'00. ACM, pp. 281–288, 2000.

[12] A.B. Usakli, S. Gurkan, F. Aloise, G. Vecchiato, F. Babiloni. On the Use of Electrooculogram for Efficient Human Computer Interfaces, Computational Intelligence and Neuroscience, Vol. 2010.

[13] American Electroencephalographic Society, American Electroencephalography Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature, Journal of Clinical Neurophysiology, Vol. 8, no. 2, pp. 200-202, 1991.

Iberdiscap

Iberdiscap

Aplicación domótica mediante un sistema Brain Computer Interface basado en potenciales P300

R. Corralejo[1], D. Álvarez[1], R. Hornero[1]

[1]Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid

E. T. S. de Ingenieros de Telecomunicación, Paseo Belén 15, 47011 – Valladolid, España

Teléfono: +34 983185570, Fax: +34 983423667

e-mail: rebeca.corralejo@uva.es, dalvgon@ribera.tel.uva.es, robhor@tel.uva.es

Resumen.

El objetivo del presente estudio consiste en el desarrollo de una aplicación *Brain Computer Interface* (BCI) orientada al control de dispositivos presentes habitualmente en el hogar. Estudios previos han mostrado que algunas personas que padecen graves discapacidades, físicas y cognitivas, no consiguen un control fiable de aplicaciones BCI basadas en ritmos sensoriomotores. Para superar esta limitación, en el presente trabajo se propone la implementación de una aplicación BCI basada en potenciales P300. A diferencia de los BCIs basados en ritmos sensoriomotores, los que emplean P300 no necesitan una etapa de entrenamiento larga e intensiva ni un nivel de concentración tan elevado. La aplicación domótica implementada permite controlar varios dispositivos: TV, DVD, equipo de música, disco multimedia, teléfono, ventilador, calefactor y luces. La finalidad consiste en que los usuarios potenciales de estas aplicaciones, las personas con grave discapacidad, sean capaces de manejarla con gran precisión, de forma que podría resultar muy útil para mejorar su autonomía e independencia en el hogar.

Palabras clave: *Brain Computer Interface* (BCI), electroencefalograma (EEG), potenciales evocados P300, domótica.

1. Introducción

Un sistema *Brain Computer Interface* (BCI) es aquel que monitoriza la actividad cerebral y traduce determinadas características, correspondientes a las intenciones del usuario, en comandos de control de un dispositivo [1]. El método más utilizado para registrar dicha actividad cerebral es el electroencefalograma (EEG), ya que se trata de una técnica no invasiva, portátil y de bajo coste [2].

Los sistemas BCI pueden clasificarse en dos grupos atendiendo a la naturaleza de las señales de control empleadas: endógenos y exógenos. Los sistemas BCI endógenos dependen de la capacidad del usuario para controlar determinadas características de su actividad electrofisiológica, como la amplitud en una banda de frecuencia específica del EEG registrado sobre una zona concreta del córtex cerebral [2]. Estos sistemas requieren siempre de una etapa previa de entrenamiento [2]. Los sistemas BCI controlados mediante potenciales corticales lentos (*Slow Cortical Potentials*, SCP) o ritmos sensoriomotoresμ y ßson ejemplos de sistemas endógenos. Por otro lado, en los sistemas BCI exógenos es un estímulo externo el que provoca una actividad característica en el EEG del usuario. Este es el caso de los sistemas BCI basados en potenciales evocados visuales (*Visual Evoked Potentials*, VEP) o en potenciales evocados P300.

El presente estudio preliminar propone la implementación de una aplicación BCI que permita a las personas con grave discapacidad interactuar con los dispositivos presentes en su entorno habitual. De

Iberdisap

esta forma, la aplicación permitirá incrementar su autonomía e independencia en el hogar. La aplicación BCI propuesta emplea potenciales evocados P300 como señal de control. En estudios previos [3, 4] se implementó una aplicación BCI domótica basada en ritmos sensoriomotores. Dicha aplicación fue evaluada por usuarios potenciales de estos sistemas. En concreto, participaron en el estudio varias personas con grave discapacidad física, y con problemas cognitivos asociados, procedentes del Centro de Referencia Estatal (CRE) de Discapacidad y Dependencia de San Andrés del Rabanedo (León). Los resultados mostraron que los sujetos tenían dificultades para controlar el movimiento del cursor en una dimensión (1D) hacia la opción deseada con fiabilidad. Probablemente, estas dificultades son debidas a la discapacidad cognitiva que en mayor o menor grado presentaban estos usuarios y que afectaban a su capacidad de atención sostenida. Los sistemas BCI basados en ritmos sensoriomotores necesitan un período largo e intensivo de entrenamiento [2]. Además, los usuarios deben mantener un alto nivel de atención y concentración para realizar las tareas mentales necesarias para controlar la aplicación. Para superar esta limitación, en el presente estudio se propone la implementación de una aplicación domótica empleando un sistema BCI basado en potenciales P300. Estos sistemas no necesitan una etapa de entrenamiento larga e intensiva, por lo que probablemente resulte más sencilla de controlar para los usuarios con discapacidad.

Los sistemas BCI basados en P300 presentan la ventaja de que no necesitan una etapa previa de entrenamiento: el potencial P300 es una respuesta espontánea a un estímulo deseado [2]. Se conoce también como paradigma *oddball* [2]. Consiste en presentar muchos estímulos visuales a un usuario, de los que solo uno es esperado por el usuario. Cuando se presenta ese estímulo concreto, se produce un pico de potencial en la actividad EEG del usuario, aproximadamente unos 300 ms después de haberse producido el estímulo. Ese pico de potencial se conoce con el nombre de potencial evocado P300. Habitualmente, se presenta al usuario una matriz de 6 x 6 caracteres (letras y números) [5]. Cada 125 ms, una fila o columna se ilumina o intensifica de manera aleatoria. Cada bloque de presentación de estímulos (en el que todas las filas y columnas se han intensificado una vez) se repite hasta 15 veces [5]. Así, en un intento completode 12 intensificaciones (6 filas + 6 columnas) cada carácter de la matriz se ha iluminado dos veces. El usuario realiza la selección de un carácter mirándolo fijamente y contando cuántas veces se intensifica la fila o la columna que lo contiene [2, 5]. El potencial P300 es más prominente en la actividad EEG relacionada con el carácter deseado y los sistemas BCI utilizan esto para determinar la intención del usuario [2]. Inicialmente, los sistemas BCI fueron aplicados a la selección de letras para formar palabras y permitir a los sujetos comunicarse con otras personas. En la actualidad, se han desarrollado otras aplicaciones empleando potenciales P300: navegación por Internet [6], publicación de mensajes en la red social Twitter, control del movimiento de una silla de ruedas [7] o telecontrol de un robot [8]. Por otro lado, algunos estudios recientes han analizado el rendimiento de sistemas BCI basados en potenciales P300 con personas con discapacidad [9, 10].

La aplicación domótica implementada en el presente estudio permite al usuario controlar varios dispositivos presentes en su entorno habitual: TV, DVD, equipo de música, disco multimedia, teléfono, luces, calefactor y ventilador. Así, los usuarios pueden interactuar de forma sencilla con el entorno que les rodea incrementando su autonomía personal.El objetivo consiste en que los usuarios sean capaces de controlar la aplicación con una precisión aceptable, de forma que les sea de utilidad a la hora de hacer uso de los dispositivos que les rodean habitualmente. Se pretenden mejorar las aplicaciones basadas en ritmos sensoriomotores desarrolladas por nuestro grupo en trabajos previos.De esta forma, serán más accesibles a las personas con graves discapacidades físicas que presenten también algún problema cognitivo que les dificulte concentrarse adecuadamente para manejar aplicaciones basadas en ritmos sensoriomotores. Además, respecto a aplicaciones anteriores se incrementa el número de dispositivos a controlar así como las funcionalidades de los mismos. De esta forma, la aplicación BCI implementada atiende a un rango más amplio de las necesidades de los usuarios con discapacidad.

iberGarap

2. Metodología

2.1. Registro de la señal EEG

El registro de la señal EEG se realiza empleando el amplificador de señales biomédicas de 16 canales monopolares g.USBamp (g.tec, Austria). Las señales EEG se registran monopolarmente tomando como referencia un electrodo colocado en la oreja izquierda y como tierra un electrodo situado en la oreja derecha. La frecuencia de muestreo empleada es de 256 Hz. Además, se realiza un filtrado paso banda entre 0.1 y 60 Hz y se aplica un filtro Notch a la frecuencia de la red eléctrica, 50 Hz. Los valores de impedancia se mantienen por debajo de 5 kΩ. Se registran 8 canales EEG: Fz, Cz, CP3, CP4, Pz, PO3, PO4 y Oz, de acuerdo con el sistema internacional 10–20 modificado [11]. Estos canales han sido seleccionados porque permiten detectar tanto la respuesta P300 en torno a Cz como otros potenciales evocados sobre el córtex visual [12]. Para maximizar la relación señal a ruido (*Signal to Noise Ratio*, SNR) se aplica un filtro espacial CAR (*Common Average Reference*) [13].

2.2. Diseño de la aplicación domótica

Los hogares digitales se consideran accesibles ya que mejoran la autonomía personal y la calidad de vida facilitando el acceso a los dispositivos presentes en el hogar. Sin embargo, las personas con graves discapacidades necesitan un interfaz especial para acceder a estos dispositivos. Los sistemas BCI podrían resultar muy útiles para estas personas, facilitando su interacción con estos dispositivos.

La aplicación implementada tendrá en cuenta algunas de las necesidades más habituales de las personas con discapacidad. Desde necesidades de confort (control de temperatura, luces, etc.) hasta necesidades de comunicación (teléfono) y entretenimiento (TV, reproductor de DVD, dispositivos multimedia, etc.). Facilitando el acceso a estos dispositivos, las personas con discapacidad podrán realizar de forma independiente actividades habituales en el hogar.

La aplicación domótica implementada empleará el sistema de propósito general BCI2000 [14]. La interfaz se programará en lenguaje C++ y presentará al usuario los diferentes dispositivos y funcionalidades que podrá controlar. Así, los usuarios podrán desplazarse por los diferentes menús y acceder a la mayoría de las funcionalidades de estos dispositivos. Puesto que los dispositivos propuestos se controlan mediante señales de infrarrojos (IR), se empleará un dispositivo emisor de IR para enviar los diferentes comandos a los correspondientes dispositivos: TV, reproductor de DVD, teléfono, etc.

2.2. Sesiones de calibración y evaluación de la aplicación

Los usuarios comienzan realizando una sesión de calibración. En la pantalla se presenta una matriz con diferentes botones representando diferentes dispositivos y opciones de control. Los usuarios tienen que seleccionar una secuencia de botones previamente fijada. La actividad EEG registrada durante esta sesión se analiza posteriormente para detectar los canales e instantes de tiempo específicos en los que la respuesta P300 y el resto de potenciales evocados son más explícitos y, por tanto, más fáciles de detectar. Para ello, se emplea la herramienta *P300 Classifier* incluida en el sistema de propósito general BCI2000 [14]. Esta herramienta aplica un análisis discriminante lineal paso a paso (*Stepwise Linear Discrminant Analysis*, SWLDA) [5, 14, 15] para seleccionar las características más adecuadas para cada usuario. El clasificador SWLDA aplicado a los datos de la sesión de calibración identifica la función discriminante más adecuada añadiendo características espacio-temporales (la amplitud de la señal en un canal e instante de tiempo específicos) a una ecuación lineal formada por las características que presentan la mayor varianza [9]. A partir de estas características se crea un clasificador LDA.

Tras la sesión de calibración, una vez definido el clasificador, el usuario puede comenzar a controlar los dispositivos domóticos mediante sesiones de evaluación de la aplicación. Para ello tiene que seleccionar una secuencia de botones acordada previamente. Para cada botón, si el sistema BCI selecciona la opción

Iberdisap

correcta, es decir, el botón propuesto, el intento se contabiliza como un acierto. En caso contrario, cuenta como un fallo. Así, es posible medir la precisión obtenida como el porcentaje de aciertos respecto al número total de intentos (aciertos + fallos). Durante los experimentos iniciales realizados en nuestro laboratorio, un sujeto sin discapacidad llega a conseguir precisiones superiores al 90% tras 15 bloques de presentación de estímulos.

3. Resultados

La aplicación domótica implementada se ha diseñado teniendo en consideración las principales necesidades de los usuarios potenciales, es decir, de las personas con graves discapacidades.

La aplicación domótica está basada en los potenciales evocados P300 que se producen como respuesta a la presentación de estímulos poco frecuentes. La aplicación permite controlar varios dispositivos relacionados con necesidades domésticas, de confort, comunicación y entretenimiento. Más concretamente, la aplicación controla los siguientes dispositivos y sus principales funcionalidades:

- Televisor: encender o apagar; subir, bajar o silenciar el volumen; seleccionar un canal concreto, el siguiente o el anterior; controlar el menú de configuración (acceder, salir, seleccionar opción, movimiento hacia la derecha, izquierda, arriba o abajo); y acceder al servicio de teletexto.
- Reproductor de DVD: encender o apagar; silenciar el volumen; reproducir, pausar o parar una película o presentación de fotos; pasar a la siguiente o anterior película o foto; y explorar el contenido del DVD (menú, lista, subir, bajar o seleccionar).
- Equipo de música: encender o apagar; subir, bajar o silenciar el volumen; seleccionar la función radio o función CD; y reproducir, pausar, parar, avanzar o retroceder una pista o una emisora.
- Disco multimedia: encender o apagar; explorar el contenido del disco (menú, arriba, abajo, derecha, izquierda o seleccionar); reproducir, pausar o parar una película, un archivo de música o una presentación de fotos; y mostrar u ocultar los subtítulos.
- Teléfono: colgar o descolgar el teléfono; marcar un número de teléfono seleccionando cada cifra de 0 a 9; realizar una llamada; acceder a la lista de contactos; y marcar un teléfono memorizado en la agenda.
- Ventilador: encender o apagar; aumentar o disminuir la velocidad; activar o desactivar los ventiladores; programar la función *sleep* durante un intervalo variable desde 30 minutos hasta 3 horas; y activar o desactivar el modo giratorio.
- Calefactor:encender o apagar; aumentar o disminuir la potencia; programar la función *sleep* durante un intervalo variable desde 30 minutos hasta 4 horas; y activar o desactivar el modo giratorio.
- Luces: encender o apagar; cambiar el color de la luz: blanca, roja, azul, verde, naranja o morada; aumentar o disminuir la intensidad de la luz; y activar o desactivar el modo destellos de luz.

La aplicación domótica muestra al usuario el menú principal en la pantalla. El menú principal consta de una matriz de 3 x 4 imágenes que representan un dispositivo o acción específica. Muestra los dispositivos mencionados previamente así como varios comandos de control: parar, pausar o reanudar la ejecución de la aplicación. Las filas y columnas de la matriz del menú principal se intensificarán aleatoriamente mientras el usuario mira fijamente la opción deseada y cuenta cuántas veces se ilumina la fila o columna que la contiene. De esta forma, es más probable que cualquier otra opción de la matriz se ilumine en lugar de la opción deseada. Por ello, cuando ésta se ilumina aparece un potencial evocado en la actividad EEG. Analizando para qué fila y para qué columna aparece este potencial se determina cuál es la opción deseada por el usuario. Una vez que la aplicación BCI identifica la opción deseada se ejecuta la acción correspondiente (pausar, parar o reanudar) o accede al submenú que corresponda (TV, equipo de música,

Iberdiscap

luces, teléfono, disco multimedia, etc.). Cada submenú muestra al usuario una matriz de imágenes similar a la del menú principal. En este caso, cada imagen representa diferentes funcionalidades del dispositivo a controlar: encender, apagar, silenciar, marcar un número de teléfono, volver al menú principal, etc. De la misma forma que para el menú principal, las filas y columnas del submenú comienzan a intensificarse aleatoriamente. Mientras, el usuario mira de nuevo fijamente a la opción deseada y cuenta cuántas veces se ilumina. Una vez finalizadas las intensificaciones, se determina la opción deseada por el usuario y la aplicación ejecuta el comando correspondiente. Por ejemplo, si el usuario selecciona "encender las luces" la aplicación domótica ejecuta este comando mediante el dispositivo emisor de IR conectado al ordenador. De esta forma, los usuarios son capaces de navegar a través de los menús de la aplicación y controlar los diferentes dispositivos domóticos y electrónicos.

La Figura 1(a) muestra el menú principal de la aplicación BCI domótica. Desde dicho menú, los usuarios pueden seleccionar el dispositivo al que desean acceder o pausar, reanudar y parar la ejecución de la aplicación. La Figura 1(b) muestra también el menú principal. En este caso, una de las filas de la matriz (la primera fila) aparece intensificada. Por su parte, la Figuras 2 y 3 muestran los submenús de control del reproductor de DVD y del calefactor. Ambos están formados por matrices de 3 x 4 imágenes que representan las funcionalidades que se pueden controlar de cada dispositivo. En el caso de la Figura 3 se muestra una captura del submenú calefactor durante la intensificación de la tercera columna de la matriz.

4. Discusión y Conclusiones

En el presente estudio preliminar se ha implementado una aplicación domótica para incrementar la accesibilidad de las personas con grave discapacidad en el hogar. La aplicaciónimplementada será utilizada y evaluada por varios usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia deLeón en los próximos meses.

(a) (b)

Figura 1. Menú principal de la aplicación BCI de control domótico. (a) El usuario puede acceder desde el menú principal a los diferentes dispositivos que controla la aplicación: TV, DVD, equipo de música, disco multimedia, teléfono, ventilador, calefactor y luces. (b) Captura del menú principal durante la ejecución de la aplicación, donde se puede observar cómo en ese instante aparece intensificada la primera fila de la matriz.

Figura 2. Submenú de control del reproductor del DVD. El usuario puede seleccionar varios comandos de control del DVD: encender o apagar, reproducir, pausar, silenciar, etc., así como volver de nuevo al menú principal.

Figura 3. Submenú de control del calefactor. El usuario puede seleccionar diferentes comandos: encender o pagar, aumentar o disminuir la potencia, activar o desactivar el modo giratorio, etc. En esta captura aparece intensificada la tercera columna de la matriz que presenta las diferentes opciones.

Se ha formado un grupo de diez usuarios del CRE de Discapacidad y Dependencia para evaluar la utilidad y el rendimiento de la aplicación domótica. Cuatro usuarios coinciden con los que tomaron parte en estudios previos [3, 4] con una aplicación BCI basada en ritmos sensoriomotores. De esta forma, será posible comparar los resultados obtenidos con ambos tipos de sistemas BCI. Puesto que los sistemas basados en potenciales P300 son más sencillos de usar ya que no requieren de un largo período de entrenamiento, se espera que los resultados empleando esta nueva aplicación sean mejores que los obtenidos previamente con estos usuarios. También se incluyen seis nuevos sujetos en el estudio para evaluar más adecuadamente el rendimiento de la aplicación domótica. Además, los comentarios y sugerencias proporcionados por estos usuarios serán tenidos en cuenta para mejorar la aplicación y hacerla lo más útil y práctica posible.Por otro lado, los resultados obtenidos serán comparados con los conseguidos en otros estudios [9, 10] en los que también participaron personas con discapacidad. El trabajo de Nijboer *et al.* obtuvo un resultado de precisión media del 79% con pacientes con esclerosis lateral amiotrófica (ELA) [9]. En el estudio de Hoffman *et al.* participaron cinco sujetos con diferentes patologías (parálisis cerebral; esclerosis múltiple; ALS; traumatismo cráneo encefálico y lesión en la médula espinal; y encefalopatía post-hipoxia) [10]. Cuatro de ellos fueron capaces de alcanzar un 100% de precisión tras 12 bloques de presentación de estímulos. Sin embargo, el sujeto restante no obtuvo resultados de precisión aceptables [10]. No obstante, a diferencia de dichos estudios, en el presente trabajo se ha implementado además una nueva aplicación de control domótico que permite incrementar la autonomía y la accesibilidad en el hogar, permitiendo a los usuarios controlar diferentes dispositivos: TV, DVD, equipo de música, disco multimedia, teléfono, luces, ventilador y calefactor.

La aplicación implementada podría ampliarse en un futuro para permitir el control de cualquier dispositivo presente en un hogar digital. Sería posible incorporar nuevos interfaces de control a la aplicación: Bluetooth, Ethernet, Wireless LAN, etc. Así, las personas con discapacidad podrían acceder con mayor autonomía a todos los dispositivos que se encuentran en su entorno habitual disminuyendo así su dependencia de cuidadores, enfermeros, familiares, etc.

El presente trabajo es un estudio preliminar y presenta ciertas limitaciones. Aunque la aplicación domótica se encuentra implementada, únicamente ha sido utilizada por sujetos sanos en nuestro laboratorio. Durante los próximos meses se realizarán experimentos con usuarios potenciales de estos sistemas procedentes del CRE de Discapacidad y Dependencia.

En resumen, el presente estudio preliminar propone una aplicación BCI basada en potenciales P300 que permita a las personas con discapacidad controlar con fiabilidad los dispositivos presentes en su hogar. Además, serán los usuarios potenciales de estos sistemas quienes utilicen y evalúen el rendimiento de la

Borrador

aplicación implementada. Los resultados serán comparados con los obtenidos por el mismo tipo de sujetos utilizando una aplicación BCI basada en ritmos sensoriomotores. Nuestros experimentos con sujetos sin discapacidad sugieren que los resultados podrían ser prometedores empleando sistemas BCI basados en potenciales P300, ya que no necesitan un largo período de entrenamiento ni un nivel de concentración tan elevado.

Referencias

[1] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, W.J. Heetderks, D.J. McFarland, P.H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L.A. Quatrano, C.J. Robinson, T.M. Vaughan. Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. Vol. 8, pp. 164–173, 2000.

[2] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, T.M. Vaughan. Brain–Computer Interfaces for Communication and Control. Clinical Neurophysiology. Vol. 113, pp. 767–791, 2002.

[3] R. Corralejo, D. Álvarez, R. Hornero. Brain Computer Interface Aplicado al Control de una Aplicación Domótica. Actas del Simposio CEA de Bioingeniería2010, pp. 28–36, 2010.

[4] R. Corralejo, R. Hornero, D. Álvarez. A Domotic Control System Using Brain-Computer Interface. International Work Conference on Artificial Neural Networks (IWANN).Comunicación aceptada, 2011.

[5] E. Donchin, K.M. Spencer, R. Wijesinghe. The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-based Brain–Computer Interface. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. Vol. 8, pp. 174–179, 2000.

[6] E.M. Mugler, C.A. Ruf, S. Halder, M. Bensch, A. Kübler. Design and Implementation of a P300-based Brain-Computer Interface for Controlling an Internet Browser. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineer. Vol. 18, no. 6, pp. 599–609, 2010.

[7]I. Iturrate, J.M. Antelis, A. Kübler, J. Mínguez. A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation. IEEE Transactions on Robotics. Vol. 25, pp. 614–627, 2009.

[8] C. Escolano, J. Antelis, J. Mínguez. Human Brain-Teleoperated Robot between Remote Places. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 4430–4437, 2009.

[9] F. Nijboer, E.W. Sellers, J. Mellinger, M.A. Jordan, T. Matuz, A. Furdea, S. Halder, U. Mochty, D.J. Krusienski, T.M. Vaughan, J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, A. Kübler. "A P300-based Brain–Computer Interface for People with Amyotrophic Lateral Sclerosis. Clinical Neurophysiology. Vol. 119, pp. 1909–1916, 2008.

[10] U. Hoffmann, J.M. Vesin, T. Ebrahimi, K. Diserens. An Efficient P300-based Brain–Computer Interface for Disabled Subjects. Journal of Neuroscience Methods. Vol. 167, pp. 115–125, 2008.

[11] H.H. Jasper. The Ten Twenty Electrode System of the International Federation. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Vol. 10, pp. 371–375, 1958.

[12] G.Schalk, J. Melliger. BCI2000 Bulletin Board: Channels for P300 Experiments. Disponible en: http://www.bci2000.org/phpbb/viewtopic.php?f=2&t=918&p=3263, 2011.

[13] D.J. McFarland, L.M. McCane, S.V. David, J.R. Wolpaw. Spatial Filter Selection for EEG-based Communication. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Vol. 103, pp. 386–394, 1997.

[14]G. Schalk, J. Mellinger. A Practical Guide to Brain-Computer Interfacing with BCI2000. Springer-Verlag London, 2010.

Ibersiscap

[15]L.A. Farwell, E. Donchin. Talking Off the Top of Your Head: Toward a Mental Prothesis Utilizing Event-related Brain Potentials. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Vol. 70, pp. 510–523, 1988.

Iberdiscap

O impacto do uso do sistema AUXILIS por jovens com seqüela de paralisia cerebral sem verbalização funcional

Zulian, M.A.R[1] & Beiral, J.A.R[1] & Damiani,F[2].

LTA²D– DRVC – CTI- Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer-MCT-

Rodovia D.Pedro I, Km 143,6 cep 13069-901 – Campinas . S.P. Brasil

²Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação - UNICAMP

[1]mazulian@cti.gov.br, [1] beiral@cti.gov.br, [2]furio@dsif.fee.unicamp.br

Resumen.

Entre os anos de 2005 á 2011 o olhar de 2 profissionais de áreas distintas, um terapeuta ocupacional e um engenheiro, voltaram-se para o desenvolvimento de um recurso de acessibilidade digital, buscando dar ao sujeito com graves comprometimentos motores e sem verbalização fluente a oportunidade de acessar o mundo da informática e utilizá-lo para diversos fins, como para ambiente de aprendizagem, de comunicação e sociabilização. Dentro deste período formou-se uma equipe interdisciplinar e nasceu o sistema AUXILIS que se propõe cumprir este objetivo. Após a manufatura de protótipo foram realizados testes com usuários dentro das características propostas e os primeiros resultados estão sendo muito positivos.

Palabras clave: Acessibilidade digital, emulador de mouse, cognição,Tecnologia Assistiva

Introdução -

Em meados de 2004 e 2005 a terapeuta ocupacional[1] e o engenheiro[1] se defrontaram com uma questão que passou a mobilizar pesquisas e desenvolvimentos no CTI –unidade do **M**inistério da **C**iência e **T**ecnologia que atua na pesquisa e no desenvolvimento de tecnologia da informação, localizado em Campinas, Brasil;

"De que forma poderíamos oferecer a pessoas com graves comprometimentos motores acesso ao computador ?"

Na época, após pesquisas de campo buscando formas já oferecidas no mercado para esse fim, constatou-se que no Brasil, o acesso ao computador por essa população, era feito prioritariamente pelo uso de acionadores de toque, ou seja, um switch de toque que é adaptado para funcionar em paralelo ao switch esquerdo original do mouse e disponibilizado ao usuário em um botão maior, desta forma o sujeito poderia acessar informações no computador. (ZULIAN & BEIRAL.2005).

No entanto considerou-se tal modo de acesso limitado quanto à autonomia oferecida, uma vez que, o mesmo exige o apoio de alguém que manipule o mouse proporcionando movimentos direcionais do cursor, 'uma varredura manual' e desta forma o usuário do switch ou 'acionador' assim denominado pelos

Iberoscap

utilizadores, poderia clicar onde deseja e realizar alguma atividade no computador, ou então o usuário deste recurso dependeria de softwares que oferecessem a opção varredura na tela do computador.

Este artigo tem como **objetivo** relatar de forma contextualizada o caminho de pesquisa, e desenvolvimento de um sistema de acessibilidade digital num laboratório Brasileiro (CTI) e discorrer sobre os resultados obtidos após testes com sujeitos com seqüela de paralisia cerebral sem verbalização.

Metodología -

Trata-se do relato em uma sequência temporal do processo de desenvolvimento de um sistema de interface homem-máquina, uma descrição técnica básica do seu funcionamento e apresentação de resultados de testes do equipamento num grupo específico de usuários.

Processo de desenvolvimento- O pensamento focado na necessidade de descobrir como o sujeito com graves comprometimentos motores poderia utilizar o switch de toque, e em qualparte do corpo esteswitch deveria ser acoplado de forma que o usuário pudesse executar a ação do toque com alguma habilidade, imperava entre os profissionais da área da reabilitação brasileira no início das nossas pesquisas, e aos olhos dos pesquisadores autores deste artigo, tal forma de acesso para essa população era demasiadamente limitante.

Elaborou-se em final de 2005 o projeto de pesquisa e desenvolvimento de um sistema que provê acessibilidade digital, uma interface homem – máquina. Este sistema está fundamentado na captação de sinais fidedignos, assim denominados os sinais de alteração motora, produzidos pelo sujeito de forma ativa e voluntária, com o mínimo de impregnação ou influência de ações reflexas possíveis, podendo ser repetidos com qualidade sempre que for desejo do sujeito. (ZULIAN & BEIRAL, 2007).

Entre os anos de 2006 e 2007 foram realizados muitos trabalhos no DRVC- Departamento de Robótica e Visão Computacional – CTI -, com pesquisas e desenvolvimentos na área de sensores e microcontroladores que proporcionassem os resultados esperados, a viabilização do acesso ao computador pessoal sem a utilização de teclado e mouse, meio comum a todos os usuários convencionais, nascendo assim o Sistema AUXILIS.(fig.1)

O funcionamento do Auxilis prevê o sensoriamento de uma ação motora fidedigna do usuário para acessar o sistema computacional. Segue-se a seguinte ordem: o sensor é acoplado ao corpo do usuário ou a dispositivos mecânicos, respeitando regras de conforto e ergonomia, captando a máxima amplitude do sinal fidedigno emitido pelo usuário.

Um microcontrolador recebe todos os sinais, digitais ou analógicos, vindos dos diferentes sensores. Primeiramente é verificado pelo sistema se o sinal expressa um movimento válido e fidedigno produzido intencionalmente pelo paciente, e não um ruído produzido pelo sistema ou por elementos externos à vontade do sujeito. Após validar esta informação o sistema interage com um programa de interface homem máquina, denominado Mouse Gui, este que oferece ao usuário as possibilidades do mouse na tela do monitor, desta forma, dispensando a utilização de entradas convencionais como teclado e o próprio mouse, acessórios estes que para a população desta pesquisa funcionam como dificultadores de acesso digital. (ZULIAN & DAMIANI. 2010)

Iberoisap

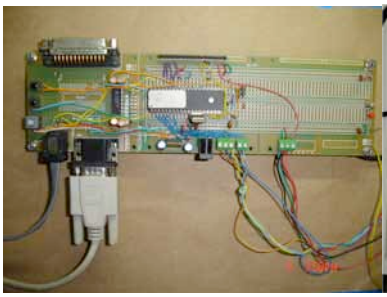


Fig.1- Sistema AUXILIS 1º fase fig.2 Sistema Auxilis 2º fase com os sensores

Em 2008 foi criado um software que emula as funções do mouse (Mouse Gui), sem roubar a opção do mouse convencional, porem dando ao usuário do sistema de interface criado oportunidade de controlar as direções do cursor e as funções clique, duplo clique e o arrastar, vindo possibilitar grande desenvoltura do usuário sob as possibilidades do computador.

Os primeiros testes do protótipo desenvolvido aconteceram em laboratório em 2008, estando tal protótipo ainda em condição precária quanto a seu empacotamento, porém já demonstrando suas possibilidades e necessidades para boa usabilidade. Em 2009 2º fase (fig. 2) foi realizado o empacotamento do sistema.

No início de 2009 a partir dos testes em laboratório, notou-se a necessidade de revisar o designer gráfico do software do mouse Gui, que oferecia as opções de ação em uma sequência de varredura horizontal (fig.3), opção esta que em nossos testes não apresentou bons resultados de funcionalidade e assim passou para um designer que segue a sequência de um relógio (fig.4) numa opção mais compacta que cabe dentro do campo visual mais restrito, oferecendo maior facilidade de acompanhamento e compreensão (fig.5), alem disto foram introduzidos novos comandos facilitadores no software, como á possibilidade de alterar a velocidade da varredura e do cursor, transparência e sensibilidade dos sensores.

Fig-3 mouse Gui horizontal fig-4 mouse Gui relógio fig- 5 mouse Gui compacto

Neste período foram desencadeados 2 anos de testes com o sistema em um grupo de jovens com graves comprometimentos motores devido a seqüela de paralisia cerebral do tipo quadriparesia e sem verbalização funcional.

Este grupo específico de usuários foi selecionado considerando o grande número de limitações e dificuldades enfrentadas pelos mesmos desde a primeira infância, entendendo que se os resultados fossem positivos com esta população seria um indicativo da boa usabilidade do sistema e da necessidade de continuidade de desenvolvimentos na área.

Os testes foram possíveis a partir de interação com Universidade Brasileira que favoreceu o agrupamento dos jovens com as características propostas emsua clínica de reabilitação e ofereceu local para a

atividade, esta que contou com atenção constante da equipe interdisciplinar do CTI, criadora do sistema AUXILIS, buscando atender as dificuldades e expectativas do usuário do sistema e de suas famílias ao longo do processo de testes.

Como **resultadodos testes** propostos, observou-se a viabilização do acesso ao computador por meio do AUXILIS bem sucedida, tendo todos os jovens do grupo (fig.6), executado atividades propostas pelos softwares apresentados a eles.

Fig.6 Jovens em atividade com o AUXILIS

Todos os jovens do grupo selecionado necessitaram de um período de aprendizagem quanto ao funcionamento do sistema, desde o controle funcional do sinal fidedigno sensoriado pelo AUXILIS, até a compreensão do funcionamento do mouse Gui, sendo este período de aprendizagem diferente de acordo com a maior ou menor capacidade cognitiva de cada um.

Assim, notou-se a necessidade do desenvolvimento de um software dedicado, locus, para o ganho da habilidade no uso do mouse Gui (fig.7) pelos novos usuários, tal software apresenta-se com um visual lúdico que avança em suas fases de acordo com a execução de tarefa proposta, utilizando as funções de direcionamento do cursor, de um clique, de duplo clique e o arrastar, a partir do treino com este software os jovens foram apresentados a softwares lúdicos e de aprendizagem, onde puderam participar ativamente dos mesmos, experimentando sensações diversas de prazer, alegria e principalmente aprendizagem.

Fig.7 software dedicado para o ganho da habilidade no uso do mouse Gui

Importante relatar que os softwares oferecidos aos jovens para que pudessem interagir respeitaram uma sequência pedagógica hierárquica, de acordo com as respostas por eles apresentados.

Alguns dos jovens demonstraram interesse em escrever, para estes, foram associados um teclado virtual e um editor de texto, onde os mesmos puderam escrever utilizando-se do sistema Auxilis, lembrando que esta ação é desencadeada exclusivamente pelo único sinal fidedigno apresentado pelo jovem, podendo ser estes o som, o toque, o sopro, o movimento de cabeça ou membros e a preensão, sendo que ao final do período de testes os jovens alfabetizados já estavam fazendo uso de sítios de relacionamento na internet. Foi ainda possível observar uma melhora considerável do humor, do interesse de cada jovem em participar da atividade e iniciativa para a comunicação.

Observou-se ainda um alto nível de expectativas dos familiares e cuidadores quanto aos novos horizontes a serem almejados para cada jovem integrante dos testes.

Discussão- Intui-se que o sistema sendo utilizado desde a primeira infância, pode oferecer oportunidades de vivências e aprendizagens, levando a participação ativa da criança no processo de experimentação de sensações diversas que constroem o conhecimento, isso desde que junto sejam feitas escolhas adequadas de softwares que ofereçam tais oportunidades.

É preciso considerar que a apresentação de um sistema de acessibilidade digital a um sujeito que nunca vivenciou tais experiências de aprendizagem ao longo de suas vidas pode se tornar uma experiência frustrante, caso não sejam oferecidas oportunidades de aprendizagem do uso deste sistema e despertado o interesse nas atividades a serem executadas no computador, lembrando que a limitação motora e verbal dificulta a evolução de processos de conhecimento limitando muitas vezes a condição cognitiva do sujeito.

Trata-se de um sistema que pode ser utilizado em muitas situações, tal qual facilitador do processo de aprendizagem na escola e em casa, viabilizador deexpressões de conhecimento, de avaliações, de aprendizagem, de comunicação alternativa entre outras.

O sistema AUXILIS oferece a possibilidade de acesso ao computador, com interações a softwares lúdicos, de aprendizagem e de comunicação além possibilitar o uso de sítios de relacionamentos, sendo estas interações dependentes da condição cognitiva do usuário do sistema, isto tudo, viabilizado a partir do sensoriamento de uma única ação motora fidedigna do usuário.

A partir desses testes deu-se início a pesquisas de novos desenvolvimentos que seguem na direção de novas aplicações do sistema AUXILIS.

Concluímos que o AUXILIS mostra-se uma ferramenta de grande importância, por proporcionar aos usuários a possibilidade de demonstrar conhecimentos adquiridos ao longo de suas vidas, podendo ser uma ferramentarelevante a ser utilizada na escola, viabilizando processos de avaliação de aprendizagem

ibersid

confiáveis. Sua utilização também mostra-se valiosa na vida cotidiana, favorecendo o uso de softwares de comunicação e jogos de lazer, oportunizando as trocas do usuário com o meio em que vive e consequentemente dando vazão á processos de aprendizagem e oportunizando ao usuário um papel social ativo e pleno. A partir das observações positivas nos testes novos aplicativos para o Auxilis estarão em estudos.

Referencias

BEIRAL, J. A. R.& ZULIAN, M. A. R. Exemplo de parceria no caminho da implementação de Tecnologia Assistiva na área das TICs, nos casos de graves comprometimentos motores: o olhar do engenheiro. Anais do X Congresso Brasileiro de Terapia Ocupacional. Goiânia, 2007.

BEIRAL, J. A. R. & ZULIAN, M. A. R. Inclusão Digital - O estado do desenvolvimento de um sistema para acessibilidade. Anais do IBERDISCAP- IV Congresso Ibero Americano sobre Tecnologia de Apoio a portadores de Deficiência, 2006, VITORIA: CYTED, 2006.

ZULIAN, M. A. R. & DAMIANI,F. Um olhar para a usabilidade e aplicabilidade do sistema Auxilis na interface homem –máquina. P 45 á 53, Revista Brasileira de Tecnologia Assistiva. Nº3, julho. 2010. ISSN 2176-525

ZULIAN, M. A. R. Exemplo de parceria no caminho da implementação de Tecnologia Assistiva na área das TICs nos casos de graves comprometimentos motores: o olhar da Terapia Ocupacional. Anais X Congresso Brasileiro de Terapia Ocupacional. Goiânia 2007.

ZULIAN, M.A.R. & BEIRAL, José Antonio Resende. Adequação de sensores contribuindo com a acessibilidade. Anais IX Congresso Brasileiro de Terapia Ocupacional. Recife. 2005

Iberdiscap

Identificación de patrones motores alterados de personas con parálisis cerebral en el uso de una interfaz persona-computador controlada por movimientos de cabeza

R. Raya[1], T. González[2], A. Ruiz[2], R. Ceres[1], E. Rocon[1]

[1]Centro de Automática y Robótica/CSIC: Crta. Campo Real Km 0.2, Arganda del Rey, Madrid, España, email

[2]Aspace Cantabria: Cardenal Herrera Oria, 33. Santander, España

Resumen. El trabajo presentado en este artículo tiene como objetivo validar una interfaz inercial controlada por movimientos de cabeza para la caracterización de los desórdenes motores en personas con parálisis cerebral (PC). Los patrones cinemáticos extraídos de este estudio serán usados para diseñar un dispositivo de comunicación alternativo adaptado a las capacidades y limitaciones de estas personas. En este estudio participaron cuatro personas con PC y tres sujetos sin discapacidad como grupo de control. El análisis se realizó en tres dominios: del tiempo, de la frecuencia y espacial. Los resultados muestran que la interfaz inercial permite evaluar de forma objetiva el desorden motor. El sistema distingue entre movimiento voluntario e involuntario en términos de control motor, frecuencia y rango de movimiento. Además, el dispositivo puede identificar alteraciones como hipertonía e hipotonía. Estos resultados sugieren que las personas con alteraciones motoras podrían beneficiarse de la interfaz inercial en tres ámbitos: 1) apoyo en el diagnóstico con una evaluación objetiva del movimiento, 2) rehabilitación física y cognitiva mediante la mejora de la propiocepción a través de la realimentación visual-motora y 3) mejora de la comunicación a través de la facilitación del control de una interfaz persona-computador.

Palabras clave: Parálisis cerebral, interfaz, discapacidad motora

1. Introducción

1.1. La parálisis cerebral

La parálisis cerebral (PC) define una lesión en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sea completo, [1]. De carácter permanente y no progresivo, este trastorno es irreversible, pero no degenerativo; es decir, ni aumenta ni disminuye, simplemente acompaña al individuo durante toda su vida. La PC causa alteraciones fundamentalmente de tipo motor y postural, aunque también son frecuentes trastornos de tipo sensitivo, conductual o del lenguaje entre otros. El término "Parálisis cerebral" es controvertido y continúa siendo tema de debate, ya que reúne a un conjunto muy heterogéneo de alteraciones y sería aconsejable el empleo de una terminología más específica, [2].

No obstante, existe una clasificación, comúnmente aceptada, que emplea como criterio los patrones alterados de postura y movimiento y que divide la PC en tres grupos: 1) Espástica, 2) Discinética y 3) Atáxica. Sin embargo, cabe señalar que en la mayoría de los casos existe la presencia de patrones de distintos grupos clasificándose, en ese caso, como parálisis cerebral mixta. La PC espástica es la más

Iberdiscap

común. Las personas que sufren este tipo tienen un tono muscular incrementado, no necesariamente constante. La PC discinética se caracteriza por movimientos involuntarios, descontrolados y ocasionalmente estereotipados. Se divide a su vez en dos tipos: la distonía (hipoquinesia e hipertonía) y coreoatetosis (hiperquinesia e hipotonía).La PC atáxica se caracteriza por la pérdida de la coordinación motora de tal forma que los movimientos son realizados con fuerza, ritmo y precisión alterados.

1.2. Interfaces persona-máquina para personas con parálisis cerebral

Todas estas alteraciones afectan a la movilidad, manipulación y comunicación de las personas que las sufren. En muchos casos, los problemas de movilidad pueden ser resueltos con el empleo de una silla de ruedas. Los problemas de comunicación pueden ser resueltos a través de las nuevas tecnologías como el computador. Sin embargo, las limitaciones de manipulación ponen en riesgo la autonomía en el control del dispositivo de apoyo (silla de ruedas o computador), ya que estas personas no pueden acceder a las interfaces persona-máquina tradicionales, como por ejemplo la palanca de mando (joystick) o el ratón. Numerosas investigaciones afrontan esta problemática diseñando interfaces alternativos que potencien las capacidades residuales de la persona y reduzcan los efectos de su discapacidad.

En la literatura pueden encontrarse interfaces específicamente diseñadas para personas con PC. El *Cross Scaner* de la empresa *RJ Cooper and Associates* es un ejemplo de dispositivo apuntador para personas con PC que consta de una aplicación informática basada en secuencias de barrido y un sensor infrarrojo para la detección del movimiento del ojo y la activación de la opción deseada. Un sistema similar es el *ASL Head-Arraymouse emulator* de la empresa *Adaptive Switches Laboratory* que emplea dos pulsadores que deben ser accionados con la cabeza para mover el cursor por la pantalla (figura 1). Man et al., [3], realizan un estudio comparativo entre ambos sistemas con dos personas con PC y afirman que el *Cross Scaner* fue evaluado como más confortable, aunque el *ASL Head-Array mouse emulator* mostró mejor rendimiento. Rao et al., [4], presentaron un estudio comparativo entre un joystick de posición y uno isométrico (la palanca permanece fija y la velocidad del cursor es proporcional a la fuerza aplicada). En el estudio participan catorce personas con PC y concluye que el tiempo para alcanzar el objetivo en la pantalla y la distancia recorrida para ello es menor usando el joystick de posición respecto al isométrico. El *CameraMouse*, desarrollado por Betke et al., [5], es un sistema que puede seguir el movimiento de distintas partes del cuerpo empleando una webcam y es de libre distribución. La acción de click se efectúa manteniéndose durante 0.5 segundos en un área menor a 30 píxeles. El autor describe que es efectivo para los participantes que tienen un adecuado control motor. Mauri et al., [6], han desarrollado una interfaz similar, denominada *Facial Mouse*, que sigue el movimiento de la cara del usuario empleando una webcam. Como la anterior es de libre distribución. La acción de click puede realizarse como en el caso anterior, por tiempo-área, o por la generación de algún sonido. El autor realiza una evaluación cualitativa donde pone de manifiesto que el dispositivo es útil para aquellas personas que no puedan controlar el ratón convencional, pero que tengan un buen control cefálico.

Figura 1. Interfaces apuntadores *Cross Scaner y ASL Head Array mouse emulator*

Iberisan

De los trabajos citados, la mayoría de ellos están aún en fase de desarrollo o muestran resultados de una experimentación realizada por un único usuario. La OMS ha identificado el diseño universal (aquel que habilite el acceso al computador a individuos de muy diversas capacidades) como un aspecto prioritario en la tecnología de apoyo. Adoptar criterios como los expuestos en la norma "ISO-9241.Ergonomics requirements for office work with visual display terminals. Part 9", que establece una guía para la evaluación de las interfaces de acceso al computador, podría mejorar la consistencia de los resultados y facilitar la comparación entre las distintas soluciones.

En este trabajo se presenta una interfaz persona-computador basada en tecnología inercial. El desarrollo se trata de un casco que mide los movimientos de cabeza y los traduce en movimientos del cursor en la pantalla del computador. La interfaz ha sido diseñada para movimientos de cabeza por ser éste el órgano donde existe mayor capacidad residual en la mayoría de los casos. No obstante, la tecnología inercial permite medir el movimiento de cualquier parte del cuerpo proporcionando una alta versatilidad, especialmente útil en una población con tan variada casuística. La aportación de este trabajo respecto a los anteriores es que va dirigido a aquellas personas con discapacidad motora severa que no pueden emplear ni los dispositivos interfaces convencionales, como ratón, teclado o joystick ni aquellos alternativos debido a sus limitaciones de control motor y postural. Con el fin de crear un dispositivo acorde con las necesidades reales del usuario objetivo, es necesario conocerlas y cuantificarlas. Por ello, en este trabajo se presenta la caracterización del movimiento del usuario empleando el dispositivo inercial. De esta forma, conociendo los patrones de movimiento y postura alterados de forma objetiva, se podrán crear estrategias de filtrado que reduzcan los efectos del movimiento patológico y potencien las acciones de tipo voluntario.

2. Metodología

2.1. La tecnología inercial

El funcionamiento de los sensores inerciales se basa en el principio de inercia lo que habilita la medida de movimiento en cualquier parte sin necesidad de una referencia externa. La tecnología inercial permite caracterizar cinemáticamente los patrones de postura y movimiento alterados sin necesidad de un procesamiento posterior complejo. No es el caso por ejemplo de herramientas que emplean visión por computador, que requieren de un procesamiento complejo para extraer ciertos patrones cinemáticos. Por otro lado, la tecnología tiene la ventaja de permitir la medida ambulatoria fuera de las condiciones de laboratorio, lo que la hace especialmente atractiva para el análisis de las actividades de la vida diaria o actividades terapéuticas llevadas a cabo en el centro de asistencia. Por otro lado, el sensor inercial puede detectar movimientos de muy distinta magnitud lo que resulta muy conveniente para nuestra aplicación dado que las personas con PC tienen severas limitaciones para ejecutar movimientos de un rango o precisión determinados.

El sensor inercial integra un acelerómetro tridimensional (3D), un giróscopo 3D y un magnetómetro 3D. El acelerómetro mide aceleración debida al movimiento y a la gravedad. El giróscopo mide la velocidad angular y el magnetómetro mide el campo magnético terrestre. Procesando y fusionando esta información se puede conocer la orientación y en general toda la cinemática del sensor (y por tanto de la parte del cuerpo donde esté ubicado). Puede ser una medida referenciada al mismo sensor (local) o al mundo exterior (global) a través de la medida de la gravedad (inclinación) y del campo magnético terrestre (acimut).

2.2. Metodología

La interfaz inercial diseñada consiste en un sensor inercial ubicado sobre un casco comercial (figura 2). La orientación de la unidad inercial es medida y traducida al desplazamiento del cursor en la pantalla del computador. La rotación alrededor del eje transversal se traduce en desplazamientos en dirección horizontal del cursor y la rotación alrededor del eje sagital se traduce en desplazamientos verticales del cursor. La rotación alrededor del eje frontal no produce ningún desplazamiento del cursor.

Iberdiscap

Figura 2. Pruebas en Aspace Cantabria. Interfaz inercial

Al inicio de toda prueba es necesario realizar una calibración para establecer una referencia global, es decir conocer la posición relativa entre el sensor inercial y la pantalla. Para ello, tan sólo es necesario mantener la cabeza durante 5 segundos mirando al centro de la pantalla. Para configurar el rango de movimiento se han previsto dos opciones, una manual, en la que el terapeuta introduce el rango horizontal y vertical que delimitará el espacio de trabajo y, otra, durante la calibración, modo en el que el usuario ha de mantener la cabeza orientada a derecha/izquierda y arriba/abajo para establecer el espacio de trabajo.

La calibración ofrece información de la referencia global cuya matriz de orientación llamaremos R_G. La orientación del sensor en cada momento será R_L. Para calcular el desplazamiento angular de la cabeza emplearemos los ángulos de Euler que nos definirán la rotación en los ejes frontal (α), sagital (β) y transversal (γ) de la siguiente forma:

$$R_{GL} = R_L \cdot (R_G)^{-1} \quad (1)$$

$$\left.\begin{aligned} \alpha &= \operatorname{atan}(-R_{GL(2,3)} / R_{GL(3,3)}) \\ \beta &= \operatorname{asin}(R_{GL(1,3)}) \\ \gamma &= \operatorname{atan}(-R_{GL(1,2)} / R_{GL(1,1)}) \end{aligned}\right\} \quad (2)$$

La calibración del espacio de trabajo definirá la función de transferencia entre los ángulos calculados y el desplazamiento producido en la pantalla del computador. El posicionamiento del cursor es absoluto, es decir, una determinada orientación de la cabeza corresponde siempre a la misma posición del cursor. Se evita de esta forma un modo de control que dependa de la velocidad del movimiento del usuario (como es el caso del ratón convencional), ya que las personas con limitaciones motoras pueden tener mayor capacidad para controlar la postura que la velocidad de sus movimientos.

Para la experimentación llevada a cabo en este trabajo se propuso una prueba consistente en alcanzar cierto número de objetivos en la pantalla. La tarea de alcance consistió en posicionar el cursor sobre el objetivo, que cambiaba de posición, siguiendo un orden secuencial, al ser alcanzado. La tarea consistió en alcanzar un total de 15 objetivos. Cada sesión consistió en la repetición de la tarea al menos 3 veces. La experimentación se llevó a cabo en Aspace-Cantabria durante una semana donde cada participante realizó una media de 4 sesiones. La tarea propuesta se considera adecuada ya que permite la extracción de patrones de postura y movimiento alterados (involuntarios) mientras se realiza una tarea voluntaria. Durante la experimentación la interfaz inercial realizó la adquisición y almacenamiento de los datos cinemáticos para su posterior procesamiento.

2.3. Participantes

En la realización de las pruebas participaron cuatro sujetos con PC y tres sujetos sanos como grupo de control. La tarea consistió en alcanzar ciertos objetivos en la pantalla del computador con los movimientos

Uberdiscap

de cabeza. La descripción de las personas con PC se realizó en función de su tono cervical: 1) CP1 Hipertonía, 2) CP2, Distonía, 3) CP3, Hipotonía y 4) CP4, Hipotonía.

En cuanto a la experiencia con interfaces persona-máquina, cabe mencionar que CP1 puede utilizar un sistema de seguimiento del iris como comunicador y CP2 puede emplear un joystick para controlar su silla de ruedas. CP3 y CP4 no pueden controlar ningún dispositivo interfaz persona-máquina.

3. Resultados y discusión

Los datos fueron analizados en tres dominios: 1) en el dominio del tiempo, 2) en el dominio de la frecuencia y 3) en el dominio espacial. Los resultados obtenidos muestran una clara diferencia entre acciones voluntarias, cuyo patrón fue definido por los sujetos sin discapacidad y las involuntarias propias de los usuarios con parálisis cerebral. En los sujetos sin discapacidad se muestra una alta homogeneidad (baja varianza en los resultados), lo que no ocurre con las personas con PC.

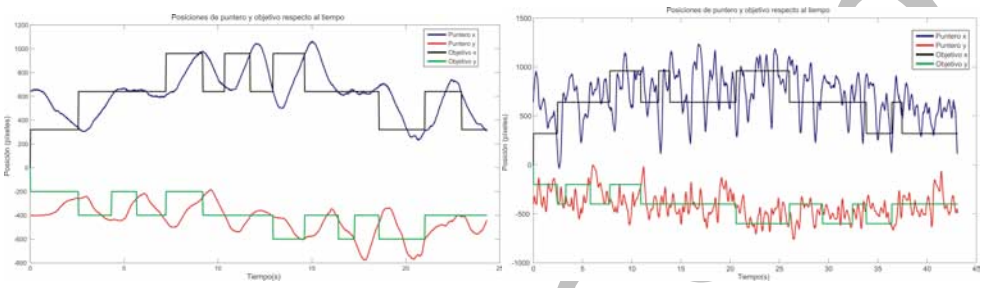


Figura 3. Evolución dinámica del seguimiento del objetivo para un sujeto sin discapacidad y para CP1

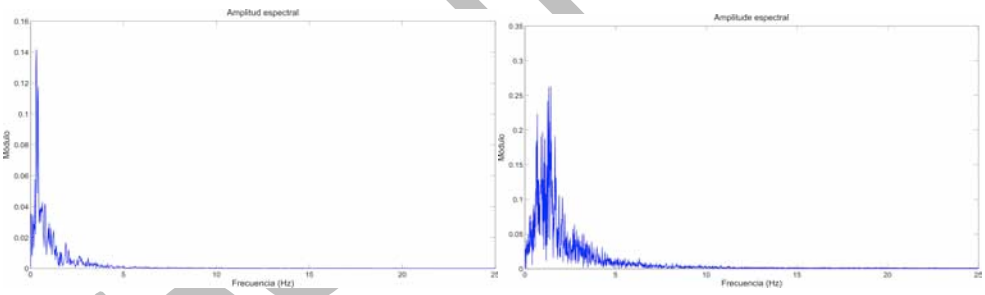


Figura 4. Rango espacial de movimiento frontal, sagital y transversal de un usuario sin discapacidad y de CP3

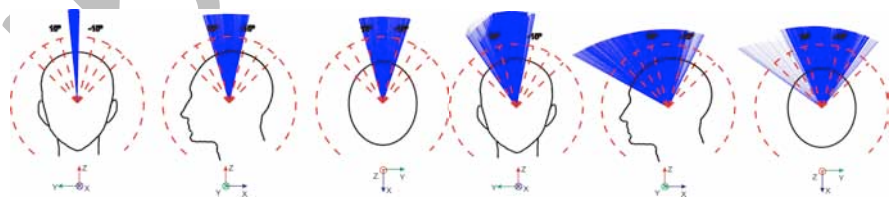


Figura 5. Rango espacial de movimiento frontal, sagital y transversal de un usuario sin discapacidad y de CP3

Los resultados muestran que la interfaz inercial puede distinguir entre usuarios con hipertonía (tono muscular incrementado) e hipotonía (tono muscular decrementado). Las alteraciones hipertónicas parecen estar más relacionadas con el motor de control fino, ya que los usuarios tenían relativa facilidad para

aproximar el cursor a una zona cercana al objetivo, pero tenían una gran dificultad para precisar el movimiento. En la figura 3 puede compararse el control de un usuario sin discapacidad y un usuario con PC, concretamente CP1. En este caso, la hipertonía queda evidenciada por una frecuencia de movimiento superior. Para un sujeto sin discapacidad la frecuencia de máxima espectral tiene una media de 0.3Hz y el 75% de la densidad espectral se concentra en el rango de 0-2Hz. Para CP1, persona con hipertonía, la frecuencia de máxima espectral está en el rango 1-1.6Hz y el 75% de la densidad espectral se concentra en el rango de 0-3.7Hz, es decir la dispersión es mayor, como muestra la figura 4. Estos resultados muestran que los movimientos hipertónicos, aunque de frecuencia mayor que los voluntarios, comparten parte del rango de frecuencias. Esta información resulta interesante para el diseño de estrategias de filtrado para la reducción del movimiento involuntario. En el caso de CP2, usuario con distonía, la frecuencia fluctúa de acuerdo a la variación del tono muscular, presentando una frecuencia de máxima espectral muy cercana a la frecuencia de un movimiento voluntario (0.3Hz) pero con mayor dispersión en la frecuencia (0-4Hz) debido a las constantes fluctuaciones del tono muscular.

La hipotonía no parece afectar en la misma medida a la frecuencia del movimiento, (frecuencia máxima alrededor de 0.2Hz para CP3 y de entre 0.3Hz-0.5Hz para CP4). Sin embargo, en estos casos siguen presentes las dificultades para seguir el objetivo en la pantalla. Si bien los usuarios con hipertonía presentan más limitaciones para el control preciso de los movimientos, los usuarios con hipotonía presentaron más dificultades para mantener el control postural (motor grueso). En muchos casos debido a la debilidad muscular cervical, que ante los efectos de la gravedad, le produce frecuentes caídas que le hacen perder el control de la tarea. Esto es evidenciado en la figura 5, donde se establece una comparativa entre un usuario sin discapacidad y CP3. Mientras el rango espacial en el sujeto sano es equilibrado, el rango para CP3 tiene rangos asimétricos, especialmente en el eje sagital, debido a los efectos de la gravedad y el reducido tono muscular.

La figura 6 muestra una comparativa entre la frecuencia a la máxima densidad espectral para los ejes frontal, sagital y transversal para todos los participantes. Puede observarse una amplia diferencia entre el usuario con hipertonía, CP1 y el resto de sujetos. La diferencia entre el grupo de sujetos sin discapacidad frente a

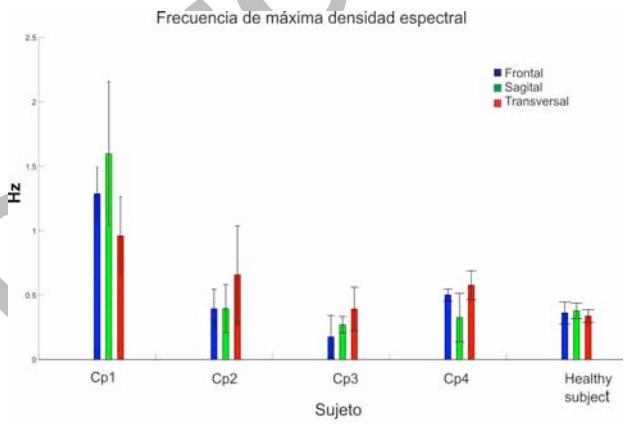


Figura 6. Frecuencia de máxima densidad espectral para los distintos participantes (Media y desviación típica)

4. Conclusiones y trabajos futuros

El trabajo presentado en este artículo es parte de un proyecto para crear una interfaz persona-máquina alternativa. En este sentido, se ha involucrado al usuario con PC en todas las fases del proyecto y este artículo es el resultado de ello. La caracterización presentada permitirá adecuar el diseño de la interfaz a

las necesidades y capacidades específicas del usuario con PC. Como se mencionó en la introducción la PC reúne un conjunto muy heterogéneo de alteraciones de tipo motor y postural, lo que queda evidenciado en los resultados. La desviación típica de los datos de los sujetos sin discapacidad es considerablemente inferior que en los participantes con PC, lo que demuestra una alta homogeneidad en los primeros y heterogeneidad en los segundos. Los patrones de tipo involuntario y voluntario pueden ser claramente diferenciados en los tres dominios, temporal, de la frecuencia y espacial.

Además, los resultados obtenidos en este trabajo demuestran que es posible cuantificar de forma objetiva los patrones de movimiento y postura alterados. La interfaz inercial permite distinguir entre el movimiento voluntario (grupo de control) y el involuntario. Dentro de este último, el dispositivo tiene la capacidad de distinguir fundamentalmente entre patrones motores y posturales de tipo hipertónico e hipotónico. Estos resultados son interesantes para el diseño de estrategias de filtrado que reduzcan el efecto del movimiento involuntario en el control del dispositivo.

Además, esta valoración objetiva puede ser de utilidad para apoyar las escalas funcionales tradicionales, que en su mayoría son de tipo cualitativo y subjetivo, como por ejemplo la escala GMFCS ("Gross Motor Function Classification System") para extremidades inferiores o MACS ("Manual Ability Classification System") para extremidades superiores. La tarea presentada en este trabajo podrá ser empleada para la rehabilitación física del control postural cervical y el interfaz permitirá medir la evolución de la terapia de forma objetiva.

Referencias

[1] M.C. Bax. Terminology and classification of cerebral palsy. Developmental medicine and child neurology, 11:295–297, 1964.

[2] Camacho-Salas, A.; Pallás-Alonso, C.; de la Cruz-Bértolo, J.; Simón-de las Heras, R. & Mateos-Beato, F. Parálisis cerebral: concepto y registros de base poblacional*REVISTA DE NEUROLOGÍA,* **2007***, 45(8)*, 503-508

[3] D. W. K. Man and M. L. Wong, "Evaluation of computer-access solutions for students withquadriplegic athetoid cerebral palsy."*American Journal of Occupational Therapy*, vol. 61,pp. 355–364, 2007.

[4] R. Rao, R. Seliktar, and T. Rahman, "Evaluation of an isometric and a position joystickin a target acquisition task for individuals with cerebral palsy."*IEEE Trans Rehabil Eng*,vol. 8, pp. 118–25, 2000.

[5] M. Betke, J. Gips, and P. Fleming, "The camera mouse: visual tracking of body features toprovide computer access for people with severe disabilities,". *IEEE Transactions on NeuralSystems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, No.1, pp. 1–10, 2002.

[6] C. Mauri, T. Granollers, J. Lorés, and M. García, "Computer vision interaction for peoplewith severe movement restrictions."*An Interdisciplinary Journal on Humans in ICTEnvironments.*, vol. 2 (1), pp. 38–54, 2006.

Iberdiscap

Iberdiscap

Desarrollo de un Sistema de Control de Brazo Robot para la Realización de Tareas de Alcance por medio de una Interfaz Cerebro Computador

Raquel Noé[1], Carlos Escolano[1], Luis Montesano[1], Javier Mínguez[1]

[1]Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A). Departamento de Informática e Ingeniería de sistemas. Universidad de Zaragoza: C/María de Luna 50018, Zaragoza, España. Email:raquel.noe.martinez@gmail.com, {cescolano, montesano,jminguez}@unizar.es

Resumen.

En este trabajo se presenta un primer prototipo de sistema de brazo robótico para realizar tareas de alcance en espacios tridimensionales controlado por una interfaz cerebro-computador. En particular, el prototipo decodifica la intención de movimiento de las posiciones del espacio deseadas y el robot realiza las tareas de movimiento hasta los destinos deseados por el usuario. Dicho prototipo consta de una interfaz cerebro-computador basada en electroencefalografía (EEG) con un protocolo de control centrado en el potencial evocado P300, una interfaz gráfica que mediante realidad aumentada realiza el posicionamiento en la escena de los elementos involucrados, y por último la comunicación de ésta con el sistema robótico para que ejecute el movimiento hasta el destino deseado.

Palabras clave: Interfaces cerebro-computador, robótica, visión por computador

1. Introducción y contenidos

Una de las aplicaciones robóticas con mayor potencial de impacto en la sociedad es aquella destinada a suplir o aumentar capacidades de personas, por ejemplo, con discapacidades físicas o mentales, así como aquellas destinadas a la rehabilitación y recuperación de funciones perdidas. El desarrollo de sistemas robóticos que cumplan estas funciones no sólo mejora la calidad de vida de las personas necesitadas y de su entorno, sino que también tiene una importante influencia en variables socio-económicas asociadas a estas dependencias.

En este contexto, los Interfaces Cerebro-Computador son sistemas que permiten traducir en tiempo real la actividad eléctrica cerebral en comandos para controlar dispositivos. No hacen uso de actividad muscular, y pueden, por tanto, ser utilizadas por personas con deficiencias neuromusculares severas, como la esclerosis lateral amiotrófica o el infarto cerebral. Gran parte del trabajo relacionado con la aplicación de esta tecnología al control de prótesis robóticas se ha centrado en el uso de técnicas invasivas de recoger la actividad cerebral y han sido probadas en animales Dada las fuertes barreras éticas y morales que presentan estas técnicas, los métodos no invasivos, aquellos que no requieren intervención quirúrgica como EEG, han experimentado un impulso importante en los últimos años. En la actualidad, existen varios prototipos de interfaz cerebro-computador basados en EEG para el control de sillas de ruedas eléctricas [1] o para el control de robots móviles de telepresencia [2]. Sin embargo, a día de hoy no existen sistemas para el control de prótesis de brazo capaces de realizar tareas de manipulación de forma funcional. Actualmente existe un trabajo relacionado con el control de una prótesis mediante una técnica no invasiva consistiendo en una mano protésicaque realiza dos movimientos abrir y cerrar [3], y dos trabajos que han descrito un sistema de control de un brazo robótico en dos dimensiones.

iberdiscap

2. Metodología

2.1. Interfaz cerebro-computador

La interfaz cerebro-computador está basada en los potenciales visualmente evocados P300. Estos potenciales aparecen como una respuesta innata frente a la exposición de un estímulo esperado dentro de una secuencia de estímulos aleatorios. Para la generación de estos estímulos, se usó una interfaz gráfica basada en realidad aumentada con dos funciones: (i) mostrar la escena en el espacio del robot mediante video en tiempo real, y (ii) estimular diferentes posiciones en 3D dentro del campo de visión del usuario.Ante el diseño del paradigma de estimulación, cabe señalar que la incorporación de la tercera dimensión, la profundidad, al paradigma P300 no resulta algo trivial, ya que habitualmente se realiza una estimulación en dos dimensiones, como se ha hecho en diferentes proyectos [1][2].

El hecho de que la adición de dimensiones para P300 haya sido un campo poco estudiado, añadido al problema intrínseco de representar tres dimensiones en un espacio 2D como es el monitor, hace de este diseño una aspecto clave.Por todo esto, se diseñaron y probaron numerosas versiones combinando formas, colores y disposiciones de éstas en el espacio, con el fin de conseguir sensación de profundidad en el usuario sin perder intuitividad en su uso. El descarte y alteración de las distintas posibilidades se realizó a partir de las opiniones de los usuarios con los que se evaluaban los diseños. La versión definitiva (Figura 1) propuesta como solución en cuanto a la interfaz gráfica, presenta el siguiente aspecto: El usuario visualiza un mallado a modo de guía, formado por cubos de colores según la profundidad que ocupan: verde posición más cercana al usuario, azul distancia media y rojo posición más lejana, para servir de soporte a la estimulación luminosa basada en planos.

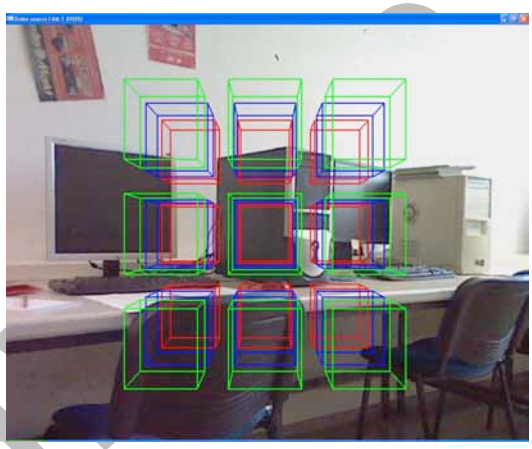


Figura 1. Mallado a modo de guía para las posibles posiciones

La interfaz gráfica diseñada cuenta, como se ha mencionado, con dos características destacables, intuitividad y capacidad de proporcionar al usuario una sensación de profundidad en cuanto a las posiciones del espacio posibles. Con todo esto, su aspecto viene determinado a partir del paradigma de estimulación definido, concretamente un paradigma de estimulación visual cromática, ya que resulta más sencillo recordar un color que una combinación de letras y números. Los estímulos visuales consisten en secuencias de posiciones posibles en el espacio de alcance del brazo que se presentan de una forma aleatoria al usuario.

Dicho paradigma combina estímulos luminosos coloridos, funcionales y agradables que representan estímulos diana (ver Figura 2). Por su parte, la ausencia de estímulo luminoso representa el estímulo no diana, o estimulo frecuente.

Iberchip

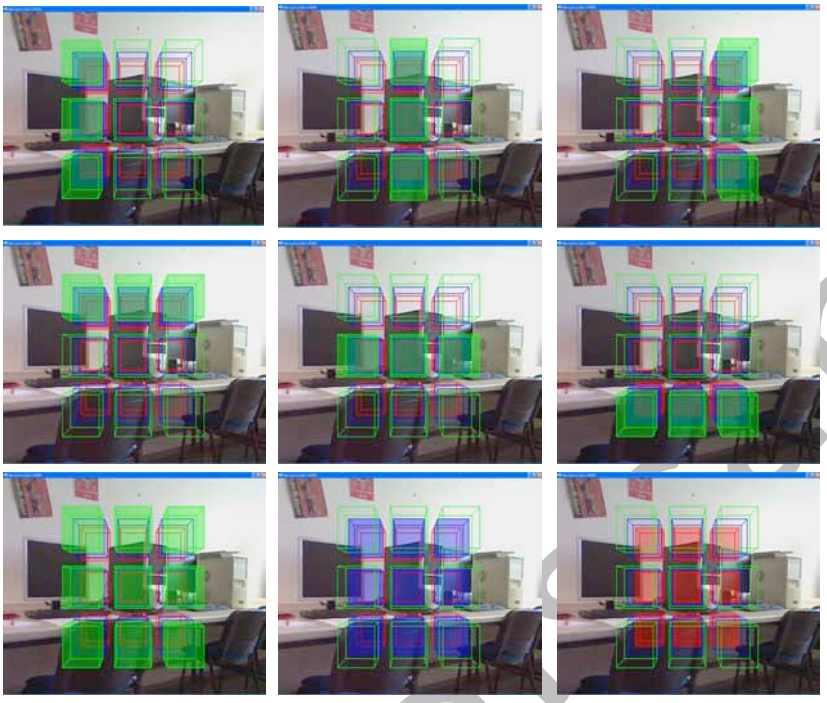


Figura 2. Diferentes planos de la secuencia de estimulación en los que se divide el espacio, representando las posibles posiciones del brazo. Son planos seriados que forman un volumen a lo largo de los tres ejes definidos.Se establecen concretamente 9 planos, lo que supone 27 posiciones seleccionables para el usuario.

Esta estimulación visual provocara los potenciales evocados P300, que son medidos con un sistema de EEG. Estos patrones serán identificados por medio de herramientas de procesamiento de señal y de reconocimiento de patrones. Para ello se realiza una extracción de características temporales de la señal EEG previo filtrado paso-baja a 10 Hz y reducción de su ruido por medio de grandes promedios de las señales. A continuación, con estas características se entrena un clasificador (stepwise linear discriminant analysis) que produce un filtro que es utilizado para el reconocimiento en la tarea final.

Durante la ejecución del programa, y utilizando la presente representación, el usuario puede decidir, utilizando únicamente su pensamiento, las posiciones del espacio dónde desea mover el brazo. Estas posiciones del espacio son enviadas al brazo robótico para ser alcanzadas, en donde se resuelve el movimiento del robot por medio de cinemática inversa.

2.2. Posicionamiento en la escena

Al enfrentarse al posicionamiento en la escena surgen dos problemas, el primero de ellos se plantea desde un punto de vista geométrico, y el segundo desde el punto de vista de la cámara. Desde un punto de vista geométrico, para conseguir planos realistas del mundo tridimensional, se debe hacer uso de la geometría proyectiva, en la que cada punto representa una línea visual. Desde el punto de vista de la cámara, uno de

los principales problemas presentes al trabajar con realidad aumentada, gira en torno al tracking, es decir, conocer la posición de la cámara en la escena en todo momento, para así poder realizar las operaciones necesarias sobre los objetos virtuales, y que éstos se integren correctamente en el mundo real. Existen numerosas alternativas frente a este problema; una de ellas es el tracking óptico basado en marcadores, o sin marcadores; pero por lo requerimientos del sistema, el posicionamiento basado en marcadores resulta más adecuado, ya que los marcadores son identificados en cada fotograma y son utilizados como sistema de referencia a partir del cual se calcula la posición y orientación de la cámara.

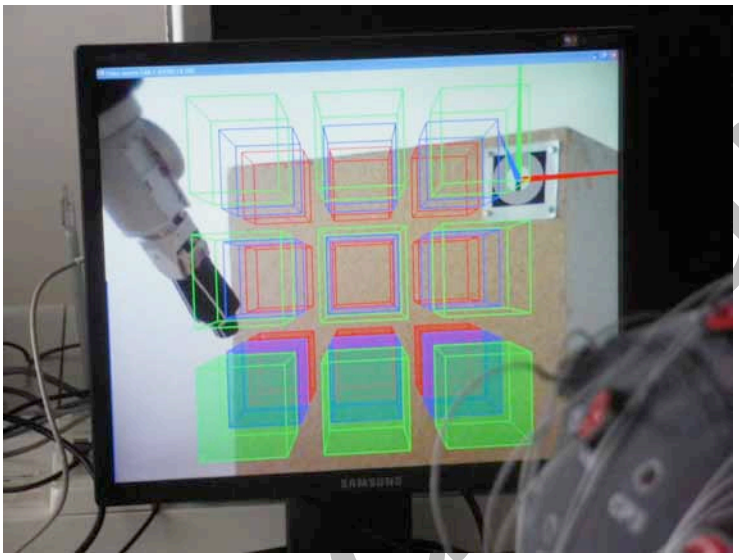


Figura 3. Imagen de la sesión de screening realizada.

Además, un problema relevante en este prototipo es el de compartición del espacio de trabajo robot – personadado que los sistemas deben de estar calibrados entre sí, es decir, ambos espacios deben estar relacionados para una exitosa conclusión del movimiento del robot hasta la posición deseada por el usuario. Para ello se utilizan dos cámaras web, asociada cada una a uno de los espacios de trabajo, que son auto-calibradas entre sí y a su vez calibradas con el robot. De esta forma se resuelve también el problema de conocer y tener calibrado el espacio de la persona con el del robot.

3. Resultados y discusión

La experimentación se ha realizado en dos fases. Una primera fase de estudio de la respuesta P300 ante la interfaz gráfica realizada con usuarios reales, con resultados satisfactorios. En la siguiente figura, Figura 4 (a) se muestra la actividad cerebral en los distintos canales. Supone una representación gráfica de la medida r^2 (métrica para determinar en cada instante temporal el grado de diferencia entre la señal correspondiente al objetivo y la clase no objetivo, en este caso el potencial evocado P300) por cada canal. En la figura, Figura 4 (b), puede verse el mapa topográfico de la distribución de los valores r^2 sobre la superficie de la cabeza a aproximadamente 300 ms.

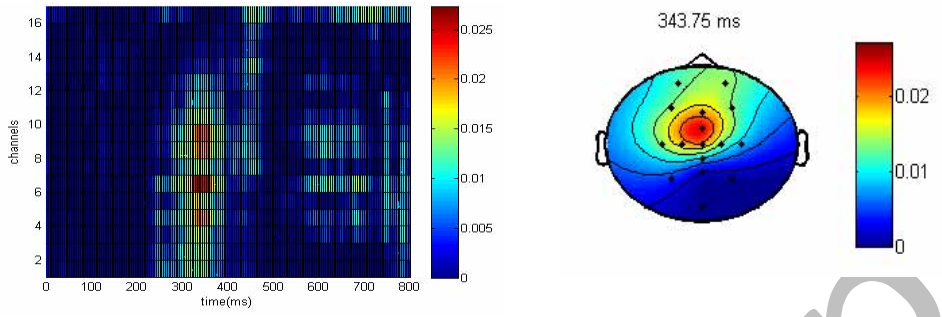


Figura 4. (a) Valores r^2, en el intervalo de 0 a 800 ms, para cada canal, tras la aparición del estímulo objetivo, mostrados sobre la escala cromática, representando los colores cálidos las zonas de mayor actividad cerebral, y los fríos las de menor. (b) Mapa topográfico.

En la Figura5, en la gráfica superior, se muestra la representación visual del potencial P300. Concretamente muestra, en color verde, la actividad eléctrica registrada cuando no se muestra estímulo, y, en color rojo, cuando un estímulo aparece en pantalla. En la gráfica inferior, se muestra la diferencia de los cuadrados (variación de r^2 de las dos señales anteriores). Se observa un pico importante alrededor de los 300 ms, el cual representa la señal P300.

Y una segunda fase en cuanto a movimiento del robot hasta las diferentes posiciones del espacio según la selección del usuario, alcanzando dichas posiciones por parte del robot en los diferentes casos propuestos.

Concretamente, en ejecución, se necesita un periodo de entrenamiento del sistema BCI de unos 10 minutos sobre usuarios sanos para el uso del sistema y tener una media de reconocimiento superior al 90%. A partir de entonces el sistema funciona correctamente y se tiene control del robot enviando al mismo sobre las posiciones del espacio.

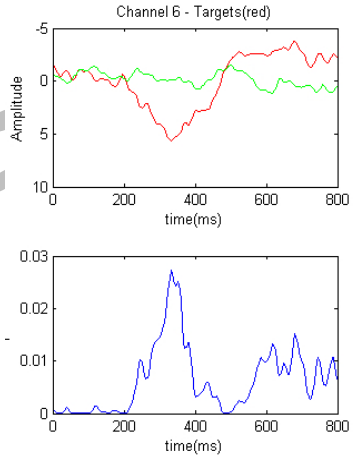


Figura 5. Representación visual del potencial P300 y su rendimiento teórico

4. Conclusiones y trabajos futuros

En resumen, se ha diseñado un prototipo funcional de control de un brazo robótico por medio de una interfaz cerebro-computador y se está en estos momentos en periodo de mejorarlo para incluir tareas de alto nivel (como coger un vaso y traer a la boca, etc.) más adaptadas a las necesidades reales de los pacientes.

Hay varias mejoras que se podrían aplicar a este prototipo con respecto a funcionalidad y soporte.

Algunas posibles líneas de trabajo futuro serían las siguientes:

Iberian

- Cálculo de la posición de la cámara ante oclusiones parciales del marcador, ya que hasta el momento, o la cámara dispone de la visualización completa del mismo o el marcador no puede ser identificado correctamente, y por tanto no se puede calcular su posición y orientación en dichos casos. Esto aportaría al sistema mayor robustez.
- Ampliación de la posibilidad de selección no sólo a posiciones en el espacio sino a objetos detectados en el campo de visión del usuario, el sistema se ajustaría así más a la realidad.
- Incorporación de unas gafas de realidad aumentada para proyectar sobre ellas la interfaz diseñada. Para liberar al usuario del soporte actual, la pantalla, dotándolo de una mayor autonomía.

Referencias

[1] I. Iturrate, J.M. Antelis, A. Kübler, J. Mínguez. A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Base on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation.Vol. 25, no. 3, pp. 614-627, 2009.

[2] C. Escolano, J. Antelis, J. Mínguez. Human-Brain Teleoperated Robot between Remote Places. Proceedings of the International Conference on Robotics and Automation, 2009.

[3] G.R. Müller-Putz, R.Scherer, G. Pfurtscheller, C. Neuper, R. Rupp. Non-invasive Control of Neuroprostheses for the Upper Extremity: Temporal Coding of Brain Patterns. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3353-3356, 2009.

[4] S. Sutton, M. Braren, J.Zubin, E.R. John. Evoked-Potential Correlates of Stimulus Uncertainty. Science, Vol. 150, no. 3700, pp. 1187-1188, 1965.

Iberdiscap

Terapias alternativas para la supresión del temblor mediante robots vestibles

E. Rocon, J.A. Gallego, J.L. Pons

Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas: Ctra. Campo Real km 0.2 La Poveda, Arganda del Rey, España, Tel.+34918711900, Fax +34918717050

e.rocon@csic.es, ja.gallego@csic.es, jose.pons@csic.es

Palabras clave: Temblor, robots vestibles, exoesqueletos, neuroestimulación.

1. Introducción

El miembro superior del humano tiene como objeto principal permitir que la mano realice sus funciones y pueda alcanzar cualquier punto del espacio, especialmente cualquier punto de la superficie corporal del individuo, de forma que sea posible aproximar, manipular y mover objetos, desde el cuerpo y hacia el mismo. La cadena cinemática formada por el hombro, el codo, el antebrazo, la muñeca y la mano, tiene un alto grado de movilidad, así como capacidad distal de prensión con un infinito número de posiciones y funciones. El miembro superior es una de las partes del cuerpo más complejas anatómica y fisiológicamente, esto se manifiesta al verificar que la cantidad relativa de la corteza motora dedicada al control de la mano es mayor que la parte dedicada al control de las piernas y tronco, [1].

El temblor se define como un movimiento involuntario y rítmico de una parte del cuerpo, [2]. Aunque todos tenemos un cierto temblor, el llamado temblor fisiológico, existe un conjunto de trastornos llamados temblores patológicos, que acarrean una considerable discapacidad motora. Los temblores patológicos –a los que nos referiremos en el resto del texto simplemente como temblores– constituyen la familia de trastornos motores más extendidos, afectando a un 15 % de la población mundial entre 50 y 89 años, [3]. Además, dos de cada tres personas con temblor tiene dificultades para realizar sus actividades diarias, lo que constituye un gran impacto en su calidad de vida.

El temblor está asociado a un gran número de patologías cuya interrelación está todavía por esclarecer, lo que dificulta mucho su clasificación etiológica y, por ende, el diagnóstico. Además, el hecho de que todavía no se conozcan los mecanismos que subyacen los distintos temblores,[4],dificulta el desarrollo y refinamiento de las terapias para su tratamiento. Cabe destacar también que el diagnóstico se basa en la evaluación puramente clínica del paciente, y que el análisis objetivo basado en parámetros electrofisiológicos todavía no está muy extendido, [5].

En la actualidad, los temblores se tratan mediante fármacos o cirugía (en los pacientes refractarios a la medicación), consistiendo esta última en la implantación de un estimulador eléctrico en los núcleos profundos del cerebro (DeepBrainStimulation, DBS). Desafortunadamente, ambas terapias muestran inconvenientes: los fármacos causan efectos secundarios, y su eficacia disminuye a lo largo del tiempo, [6], mientras que la implantación de un estimulador DBS puede causar hemorragia intracraneal, y generar trastornos psiquiátricos, [7,8]. Por todo esto, creemos necesario el desarrollo de terapias alternativas para la cancelación del temblor.

iberdiscap

Este trabajo repasa el trabajo delGrupo de Bioingeniería en desarrollo en dispositivos robóticos para la compensación funcional de temblores de miembro superior. Así se describen a continuación dos robots vestibles para la monitorización y supresión del temblor, resumiendo tanto su desarrollo como los resultados obtenidos y las limitaciones que se han observado. El trabajo termina con posibles vías futuras de trabajo.

2. Exoesqueleto robótico WOTAS

El proyecto europeo DRIFTS (QKL6-CT-2002-00536) nació con el objetivo de identificar formas alternativas para atenuar el temblor. La idea era explotar la abundante bibliografía sobre cómo la aplicación de cargas biomecánicas en el miembro afectado influye en los principales tipos de temblor. Así se desarrollaron y evaluaron una serie de dispositivos ortésicos capaces de: i) estimar en tiempo real los parámetros del temblor, y ii) compensar funcionalmente el mismo.

Entre las soluciones propuestas, el exoesqueleto robótico WOTAS constituyó el prototipo más eficaz. WOTAS se basaba en aplicar, de manera selectiva, cargas biomecánicas entre segmentos del miembro superior mediante motores eléctricos y reductoras. La modulación de dicha carga biomecánica se realizaba en función de los parámetros instantáneos del temblor estimados para cada articulación mediante un algoritmo que descomponía la rotación articular pura medida mediante sensores inerciales. Además, mediante un lazo de control de fuerza se minimizaba el impacto de la estrategia de compensación aplicada por el exoesqueleto en el movimiento que el usuario quería realizar. El prototipo final pesaba 650 g, y actuaba de maneta independiente en el codo, el antebrazo y la muñeca, Figura 1.

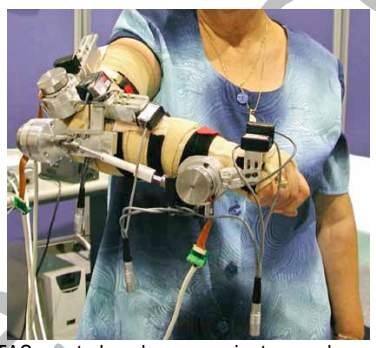


Figura 1. Exoesqueleto WOTAS montado sobre un paciente para la realización de losexperimentos.

El control de WOTAS estaba fundamentado en dos estrategias conceptualmente distintas. La primera de ellas, *intervención pasiva*, implementaba un controlador de impedancia, que llevaba a la articulación a un estado en el que se atenuaba el movimiento tembloroso, dejando el movimiento voluntario inalterado. Esto es posible ya que una articulación se puede modelar como un filtro paso bajo, cuya frecuencia de corte se puede reducir mediante un aumento adecuado de la rigidez y viscosidad articulares. La segunda estrategia, *intervención activa*, implementaba un controlador repetitivo que usaba la frecuencia y amplitud del último período de temblor para predecir la actuación necesaria en el período siguiente, de una manera similar a los problemas de compensación de ruido en sistemas robóticos tradicionales.

La evaluación de WOTAS con 10 pacientes con distintos tipos de temblor sirvió para demostrar la eficacia de ambas estrategias: el controlador repetitivo reducía el temblor en un 81.2 % de media, mientras que el controlador de impedancia lo hacía en un 70 %, Figura 2. Estos resultados se obtuvieron al comparar las características espectrales del temblor con el exoesqueleto puesto, en ausencia y, con aplicación de cargas biomecánicas. Se observó que la atenuación era mayor para los temblores más severos, debido a la limitada capacidad de transmitir cargas biomecánicas de los tejidos blandos. Además, a pesar de los beneficios funcionales que ellos mismos manifestaron, los pacientes se mostraron reticentes a utilizar un

Ibecan

dispositivo tan llamativo y voluminoso como era el exoesqueleto robótico, [9]. Estos inconvenientes motivaron el desarrollo del robot vestible “blando” que se describe a continuación.

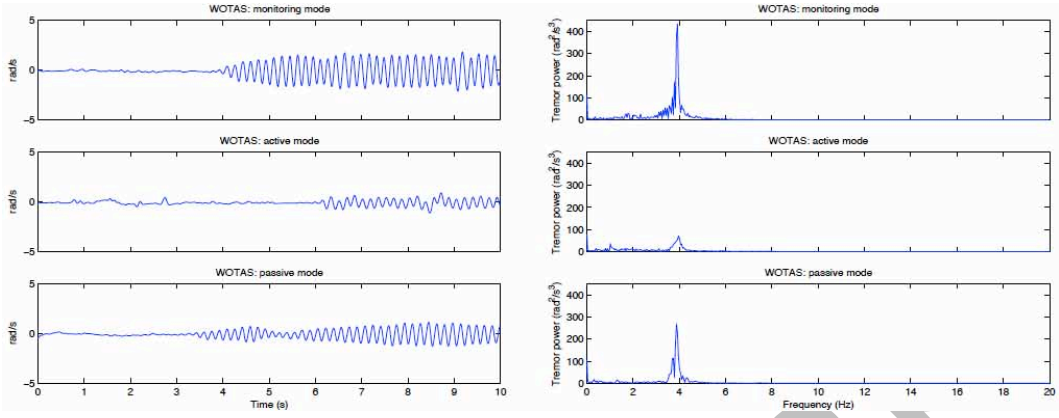


Figura 2. Resultados de los experimentos con el exoesqueleto WOTAS. Movimiento tembloroso (derecha) y energía asociada al mismo (izquierda) en la articulación del codo de una paciente vistiendo el exoesqueleto en tres modos de operación distintos: Monitorización del temblor, sin aplicar ninguna estrategia de supresión del temblor (figuras superiores), intervención activa del temblor (figuras del centros) y intervención pasiva del temblor (figuras inferiores).

3. Neurorrobot blando TREMOR

El neurorrobot blando que se está desarrollando en el marco del proyecto europeo TREMOR (ICT-2007-224051) surge como una respuesta natural a las limitaciones que se observaron durante la validación de WOTAS, principalmente relacionadas con transmisión de cargas a través de la piel y precisión de la interfaz cognitiva. Además, en su diseño se tiene en cuenta los requisitos estéticos y funcionales de los usuarios, contemplando la posibilidad de que el prototipo se convierta en una alternativa comercial.

Así el neurorrobot blando utiliza una interfaz multimodal para caracterizar los movimientos voluntarios y temblorosos del usuario, y aplicar de forma selectiva cargas biomecánicas mediante estimulación eléctrica funcional (FunctionalElectricalStimulation, FES), con lo que los propios músculos del usuario sirven como actuadores del sistema, Figura 3. La interfaz entre el neurorrobot y el usuario es un textil que incorpora electrodos cosidos que sirven tanto para adquirir actividad electrofisiológica como para estimular los músculos, y sensores inerciales para caracterizar el movimiento de las distintas articulaciones del miembro superior, Figura 4.

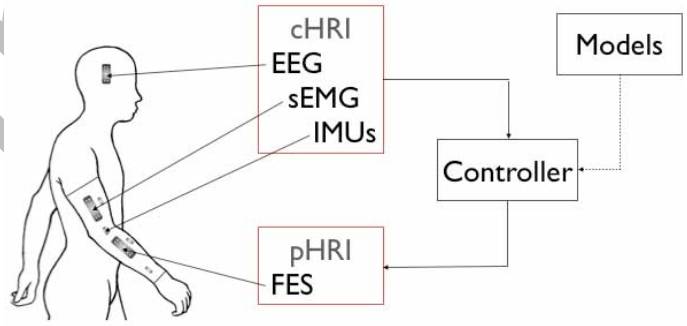
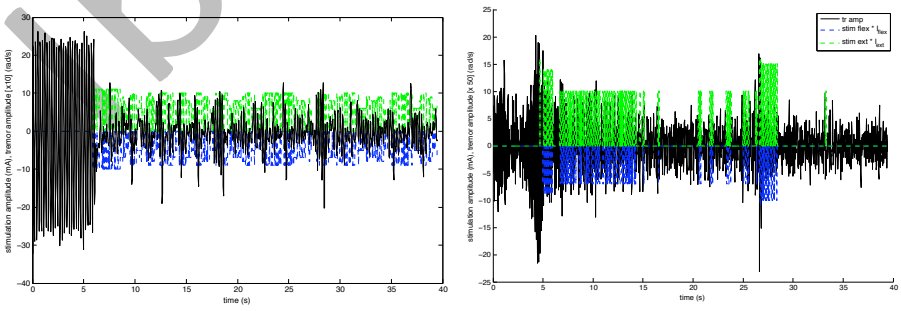


Figura 3. Concepto del neurorobot TREMOR, mostrando las interfaces física (pHRI) y cognitiva (cHRI). La información sobre el movimiento voluntario y tembloroso extraído por la interfaz cognitiva multimodal es usada por el controlador para aplicar cargas biomecánicas mediante electroestimulación, lo que constituye la interacción física.

La interfaz multimodal que se ha desarrollado combina medida de actividad electroencefalográfica (EEG), electromiográfica (EMG) y cinemática (mediante sensores inerciales), [10]. Cada modalidad sensorial tiene como objetivo extraer un determinado tipo de información, siguiendo una organización jerárquica. Así la EEG tiene como objetivo detectar, de forma asíncrona, la intención de realizar un movimiento voluntario, la EMG, la aparición del temblor en ciertos músculos (y estimar su frecuencia), y los sensores inerciales sirven para estimar los parámetros instantáneos del temblor. Además la integración o fusión de estas señales sirve para aumentar la fiabilidad y robustez del sistema. Por ejemplo, el clasificador de EEG usa la caracterización del movimiento obtenida mediante los sensores inerciales para actualizar sus características, o los sensores inerciales se basan en la frecuencia obtenida del EMG para estimar la frecuencia instantánea del temblor.

Figura 4. Un sujeto de control con el neurorobot TREMOR. Se detallan los distintos componentes; en sentido horario empezando desde arriba: amplificador de EMG, electroestimulador, textil con electrodos cosidos, sensores inerciales y amplificador de EEG.

La cancelación del temblor mediante FES se basa en los parámetros instantáneos obtenidos mediante la interfaz multimodal, y en una de las dos estrategias que se implementaron en WOTAS. La estrategia de control de impedancia se fundamenta en cocontraer los músculos que actúan de una articulación, llevándola a un nivel de rigidez y viscosidad deseados, Figura 5(a), mientras que la estrategia de control repetitiva estimula los músculos antagonistas, para generar un movimiento oscilatorio en contrafase con el temblor, Figura 5(b).



(a) (b)

Figura 5. Ejemplos de cancelación de temblor en sujeto de temblor esencial realizando una tarea postural: (a) control de impedancia, (b) control repetitivo. En negro se muestra la velocidad angular del temblor medida en la muñeca

(multiplicado por un factor indicado en la leyenda para hacer la gráfica más clara), en verde y azul la corriente aplicada a los extensores y flexores de la muñeca respectivamente. En el primer caso el temblor se atenúa en un 93 % y en el segundo en un 62 %. Este valor se obtiene dividiendo el pico del espectro de amplitud antes de la estimulación por el obtenido durante la estimulación.

Los primeros resultados demuestran la efectividad de ambas estrategias en algunos pacientes. De hecho, en algunos casos se logró una atenuación del temblor en un 93 % (medido a partir del espectro de amplitud del movimiento antes y durante la estimulación). En el momento actual estamos realizando una validación sistemática de ambas estrategias, y ajustando de forma iterativa los controladores. Se espera tener resultados concluyentes demostrando la efectividad de la cancelación del temblor mediante estimulación eléctrica funcional en los próximos meses.

4. Discusión

Este trabajo resume nuestra experiencia en la supresión del temblor mediante la aplicación selectiva de cargas biomecánicas con robots vestibles. Los resultados que se presentan apoyan la viabilidad de dicha alternativa como terapia para la cancelación del temblor, ya sea sola, o como complemento a los fármacos, si bien el neurorrobot blando TREMOR está todavía en base de validación.

Posibles líneas futuras de trabajo son el desarrollo de un sistema implantado que use electrodos tipo tLIFE, [11],para medir y estimular de forma directa los nervios del miembro afectado, con lo que aumentaría considerablemente la selectividad del sistema, la principal limitación en los sistemas que usan estimulación superficial del miembro superior, o el desarrollo de un sistema que estimule directamente la médula espinal, replicando dispositivos similares para el tratamiento crónico del dolor, que han sido llevados con éxito a modelos animales (roedores) de Parkinson.

Referencias

[1] W. Penfield y G. Rasmussen (1950). The Cerebral Cortex of Man.Macmillan.

[2] Rocon, E, Belda-Lois, JM, Sanchez-Lacuesta, J and Pons, JL (2004). Pathological tremor management: Modelling, compensatorytechnology and evaluation, TechnDisability 16, 3-18.

[3] Wenning, GK, Kiechl, S, Seppi, K, Müller, J, Högl, B, Saletu, M, Rungger, G, Gasperi, A, Willeit and Poewe, W (2005). Prevalence of movementdisorders in men and womenaged 50-89 years (Bruneckstudycohort): a population-basedstudy, LancetNeurol 4, 815-820.

[4] Elble, RJ (2009). Tremor: Clinicalfeatures, pathophysiology, and treatment, NeurolClin 27, 679-695.

[5] Louis, ED (2010). Essential tremor: Evolvingclinicopathologicalconcepts in an era of intensive post-mortem enquiry, LancetNeurol 9, 613-622.

[6] Fuentes, R, Peterson, P and Nicolelis, MAL (2010). Restoration of locomotivefunction in Parkinson'sdiseasebyspinalcordstimulation: mechanisticapproach, Eur J Neurosci 32, 1100-1108.

[7] Kleiner-Fisman, G, Herzog, J, Fisman, DN, Tamma, F, Lyons, KE, Pahwa, R, Lang, AE and Deuschl, G (2006). Subthalamicnucleusdeepbrainstimulation: Summary and meta-analysis of outcomes, MovDisord 21, S290-S304.

[8] Piasecki, SD and Jefferson, JW (2004). Psychiatriccomplications of deepbrainstimulationforParkinson'sdisease, J ClinPsychiatry 65, 845-849.

[9] Rocon, E, Belda-Lois, JM, Ruiz, AF, Manto, M, Moreno, JC and Pons, JL (2007). Design and validation of a rehabilitationroboticexoskeletonfor tremor assessment and suppression, IEEE Trans Neural SystRehabilEng 15, 367-378.

[10] E. Rocon, J.A. Gallego, L. Barrios, A.R. Victoria, J. Ibáñez, D. Farina, F. Negro, J. Dideriksen S. Conforto, T. DAlessio, G. Severini, G Grimaldi, M. Manto, J.L. Pons (2010). Multimodal BCI-mediated FES suppression of pathological tremor. Conferenceproceedings of theAnnual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and BiologySociety.1:3337-40.

[11] Farina, D, Yoshida, K, Stieglitz, T and Koch, KP (2008). Multichannelthin-film electrodefor intramuscular electromyographicrecordings, J ApplPhysiol 104, 821-827.

Iberdiscap

Iberdiscap

Avaliação qualitativa de dispositivos assistenciais: sua importância para a usabilidade e acessibilidade

A.L. Manrique1, T.A. Scardovelli2, E.A.T. Dirani3, A.F. Frère3

[1]Departamento de Matemática/PUC-SP: Rua Marquês de Paranaguá, 111, São Paulo - SP, Brasil, Tel. (+55 11) 3124-7200,manrique@pucsp.br

[2]Núcleo de Pesquisas Tecnológicas/UMC: Av. Dr. Cândido Xavier de Almeida e Souza, 200, Mogi das Cruzes - SP, Brasil, Tel. (+55 11) 4798-7112, terigi@gmail.com

[3]Departamento de Engenharia/PUC-SP: Rua Marquês de Paranaguá, 111, São Paulo-SP, Brasil, Tel. (+55 11) 3124-7200, annie@umc.br

iberiscap

Resumo.

Este trabalho analisa formas de avaliar dispositivos assistenciais para pessoas deficientes. As análises tomaram por base o processo de testes e de avaliação dos produtos desenvolvidos em estudos na área de Engenharia Biomédica. Os resultados mostram que metodologias de avaliação que consideram a opinião de diversos profissionais (terapeutas, especialistas, psicólogos, entre outros) e informações dadas pelos próprios usuários, além de considerar o contexto de uso do equipamento e experimentos e formulações com diversos indivíduos, com ou sem deficiências, levam a resultados mais significativos com maior usabilidade e acessibilidade dos equipamentos desenvolvidos por considerar informações qualitativas e qualificadas.

Palavras-chave: Avaliação, periféricos, jogos.

1. Introdução

A preocupação com a educação da pessoa deficiente no Brasil data do século XIX, com a implantação de instituições públicas: Imperial Instituto dos Meninos Cegos (hoje Instituto Benjamim Constant), em 1824; Instituto dos Surdos-Mudos (atual Instituto Nacional da Educação dos Surdos), em 1856; uma instituição particular junto ao Hospital Juliano Moreira (Salvador, BA), em 1874; e outra vinculada ao Estado do Rio de Janeiro para o deficiente mental, em 1887 [1].

Na década de 1950 surgem campanhas nacionais de educação e reabilitação de surdos, deficientes mentais e deficitários visuais, subordinadas ao Ministério da Educação [2]. Paralelamente são criadas as primeiras entidades privadas com objetivos de estimulação psicomotora, recreação, assistência social e atendimentos individualizados para pessoas deficientes, como a AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente) em São Paulo, em 1950; a Escola Luiz Braille no Rio Grande do Sul, em 1952; e a APAE (Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais) no Rio de Janeiro, em 1954.

Nos dias atuais, a área da Educação Especial vem rompendo diversas barreiras: arquitetônica, sob o aspecto da acessibilidade; atitudinais, sob o aspecto psicológico; e escolar, sob o aspecto da aprendizagem que ocorre na escola, particularmente em sala de aula [3]. Esta última barreira enfrenta,

porém, grandes dificuldades pela falta de materiais pedagógicos e de profissionais com capacidade para trabalhar com alunos deficientes.

Observa-se que, conforme as políticas públicas são implantadas e a preocupação com estes alunos começa a tomar conta das agendas educacionais, a temática da inclusão adquire uma posição de destaque e sua realidade passa a ser considerada, estudada e pesquisada [4], [5].Hoje muitos alunos, que permaneciam como inválidos em casa, freqüentam as salas de aularegularmente, no entanto saíram de uma situação de excluídos da escola para excluídos na escola [6].

Distintos aspectos relativos à educação do aluno deficiente têm sido objeto de estudo, principalmente na área educacional [7], [8], [9]. Entre eles, podemos destacar a importância das salas de recursos para alunos deficientes; características sócio-emocionais deste aluno; concepções de professores acerca da deficiência; o preconceito da deficiência; implicações da manifestação da deficiência; dificuldades de aprendizagem do aluno deficiente e inclusão de alunos com desenvolvimento atípico.

Várias pesquisas na área da Engenharia Biomédica [10], [11], [12] conduziram ao desenvolvimento de dispositivos assistenciais para minimizar os problemas desses alunos na sala de aula e facilitar a aprendizagem.

Entretanto, essas pesquisas não dispunham de critérios que propiciassem uma avaliação qualitativa. Esta avaliação permitiria, principalmente, verificar se foram contempladas as expectativas dos deficientes. Neste estudo são propostas formas de avaliar qualitativamenteo desempenho de dispositivos assistenciais.

2. Materiais e Métodos

Foram analisados 3 trabalhos que desenvolveram dispositivos assistenciais. O primeiro apresentou um jogo computacional com a finalidade de avaliar as funções cognitivas referentes às provas operatórias de seriação e inclusão de classes em adolescentes que apresentam deficiência intelectual leve e moderada [10].

O jogo, após ser testado com voluntários sem limitações que acertaram todas as provas, foi aplicado em 13 jovens com Síndrome de Down e idades entre 13 e 18 anos, sendo cinco do sexo feminino e oito do masculino.

No segundo trabalho [11] foram desenvolvidos três dispositivos musicais, apresentados como jogos para auxiliar pessoas a desenvolver estratégias de aprendizagem, proporcionando exercícios que trabalhavam a atenção e a memória. Os jogos foram testados também com voluntários que acertaram 100% das tarefas e depois aplicados a indivíduos que possuíam deficiência mental e Síndrome de Down, com idades entre 10 e 27 anos.

Na última pesquisa [12] foram desenvolvidos três periféricos adaptados (botões, joystick e webcam) de acesso ao computador, que não exigiam as ações de arrastar, clicar ou acionar várias teclas ao mesmo tempo, para proporcionar alternativas de atividades a crianças com limitações motoras. Esses periféricos foram utilizados para permitir o acesso a um jogo computadorizado 3D. Eles foram testados por 20 voluntários sem limitações motoras. Cada voluntário jogou quatro vezes, cada vez com um periférico diferente (os três periféricos adaptados e o teclado padrão), sendo registrados a quantidade de colisões e o tempo para finalizar o jogo. Os periféricos também foram testados por 10 voluntários com limitações motoras, com idade entre 16 e 54 anos.

Esses estudos apresentavam informações quantitativas, tais como: erros de medida, tempo de resposta, precisão, entre outras. A avaliação qualitativa, proposta neste estudo, visa mostrar que, além de informações quantitativas, são fundamentais as de caráter subjetivo, por exemplo, satisfação, interesse, atratividade e expectativas do usuário.

ibardisca

Para tanto, foram utilizados critérios de Lannen [13] que analisam: as operações do dispositivo que devem ser compreensíveis; clareza funcional para conseguir as tarefas de navegação e interação com o dispositivo; o dispositivo não pode ser muito sensível aos movimentos (para prevenir desorientações); somente ter um dispositivo de entrada para tarefas de navegação e interação; possibilitar somente o acionamento das teclas que são requeridas; assegurar que o dispositivo permaneça parado durante a operação; o dispositivo deve ser ergonômico; considerar as habilidades físicas do usuário; verificar se o dispositivo não distrai a atenção do ambiente virtual e ser apropriado a ambientes virtuais.

3. Resultados

Os três estudos analisados tiveram a contribuição de profissionais, tais como terapeuta, fisioterapeuta, psicólogo e especialista em jogos computacionais, que forneceram informações técnicas qualificadas para o desenvolvimento e aprimoramento dos produtos desenvolvidos. Esta colaboração foi no sentido de avaliar, considerando os grupos de indivíduos envolvidos nos estudos, o desempenho na realização das tarefas propostas, se os dispositivos e ou jogos provocavam lesões ou desconforto, e também se despertavam o interesse nos indivíduos que participaram dos testes.

O primeiro estudo fez uso de uma avaliação psicológica dos sujeitos, que foram submetidos ao jogo desenvolvido, para avaliar as estruturas operatórias matemáticas em adolescentes com Síndrome de Down.

As informações foram comparadas e verificou-se que os indivíduos apresentavam maior interesse em participar do jogo do que da manipulação com o material disponibilizado na avaliação psicológica. Foram realizadas tabulações em que se tentou avaliar o interesse em jogar, a facilidade de manuseio do jogo e o tempo de reação ao material apresentado. Essas tabulações não foram suficientes para a emissão de opinião a respeito da usabilidade dos produtos desenvolvidos. Entretanto, informações fornecidas por cada um dos indivíduos a respeito do interesse e vontade de jogar, bem como de sua deficiência, ofereceram elementos que comprovaram a eficácia do jogo.

Pessoas com deficiência mental são submetidas a diversas avaliações psicológicas no decorrer de sua vida. Muitas dessas avaliações são repetitivas e, conseqüentemente, favorecem a perda do interesse dos avaliados. Além disso, existe uma intervenção subjetivado avaliador, que fornece as diretrizes para a utilização do método clínico, que muitas vezes pode comprometer o teste, dando margem a interpretações e induções errôneas. Isso corrobora com o fato de o indivíduo perceber, em alguns casos, que está sendo avaliado e de que sua vida escolar e profissional dependem da avaliação destes profissionais.

O segundo trabalho [11], além de contar com a opinião de terapeutas e fisioterapeutas, consultou especialistas em jogos para avaliar a interface oferecida aos indivíduos, principalmente em relação à atratividade e ao nível de dificuldade, comparando com jogos comerciais. Estas informações favoreceram o aprimoramento do jogo e a aplicação dos testes com os dispositivos desenvolvidos.

Foram realizadas também tabulações referentes ao desempenho dos indivíduos nos testes propostos, considerando se acertaram e em que tentativa. Esses dados favoreceram uma avaliação da usabilidade dos dispositivos, entretanto são necessárias informações a respeito do desempenho desses indivíduos em desenvolver estratégias, assim como organizar ou planejar uma nova conduta utilizando recursos audiovisuais, sem o uso dos dispositivos e do jogo.

Este trabalho utilizou-se de informações a respeito da curiosidade dos indivíduos, atenção, ansiedade, persistência, dificuldade em realizar a atividade, gosto, receio e memória, obtidas por observação, para avaliar a satisfação e o processo de reabilitação do desenvolvimento cognitivo e estimulação da memória.

Essas informações permitiram discutir a jogabilidade e a satisfação dos indivíduos, entretanto critérios e parâmetros de observação destas informações necessitam ser explicitados e explicados no contexto de sua utilização.

IberSaD

No terceiro estudo [12] foi solicitado que um terapeuta avaliasse a acessibilidade e a satisfação do voluntário em suas experimentações com os dispositivos e o jogo computacional. Essas informações, embora também estivessem envoltas da subjetividade do profissional, foram coletadas por profissionais técnicos especializados em atender as necessidades específicas de pessoas com deficiência.

Além de informações obtidas por profissionais que acompanharam as experimentações, foram coletadas por meio de um questionário (seguindo os critérios de Lannen) opiniões dos próprios voluntários sobre jogabilidade, usabilidade, satisfação e acessibilidade.

Essas informações foram tabuladas e forneceram elementos qualitativos comparativos entre os dispositivos utilizados para acessar o jogo computacional. A análise foi complementadaconsiderando o tempo de utilização dos diferentes dispositivos pelos participantes do jogo.

4. Discussão e conclusão

Entende-se que, embora o indivíduo biologicamente incomum possa ser igualado ao indivíduo normal, os meios e modos dos quais ele se utiliza para realizar suas atividades percorrem caminhos distintos. É neste contexto que o acesso ao computador para deficientes deve proporcionar meios de superação do defeito [14].

A complexidade e as conexões de fatores sociais, culturais, fisiológicos, emocionais, educacionais e psicológicos presentes no desenvolvimento de pessoas com deficiência estimulam a discussão a respeito das dificuldades metodológicas para avaliar dispositivos de acesso ao computador e jogos computacionais.

Nossas análises ampararam-se nas reflexões de Vigotski, uma vez que “a criança cujo desenvolvimento está complicado pelo defeito, não é simplesmente uma criança menos desenvolvida que seus contemporâneos normais, mas desenvolvida de outro modo”. Ressalte-se que o posicionamento de Vigotski frente à padronização e linearidade, foi de combate aos métodos de mensuração, com características estritamente quantitativas, em que se determina o grau de insuficiência do intelecto, sem considerar a caracterização do defeito e a estrutura interna da personalidade criada pelo mesmo.

Vigotski aborda a existência de novos caminhos e processos para a superação das barreiras sociais do problema enfrentado pela pessoa deficiente.

Tais processos são orientados por meio de desafios que criam condições para seu aparecimento, uma vez que “a criança ao encontrar-se em dificuldades, vê-se forçada a fazer um desvio para vencê-las. Observamos que a partir do processo de interação da criança com o meio, cria-se uma situação que impulsiona para a compensação”.

Diversos são os dispositivos e periféricos desenvolvidos para atender pessoas deficientes a acessar o computador. Entretanto, analisando os processos de testes e avaliação dos produtos desenvolvidos, percebe se que diferentes informações deveriam ser consideradas para afirmar que o equipamento contribui para a melhoria do cotidiano e para uma maior autonomia das pessoas com deficiência na realização de atividades com o computador.

Avaliações do contexto do uso dos dispositivos e dos jogos são importantes quando consideram as informações objetivas e técnicas de profissionais que auxiliam e atendem as necessidades específicas de pessoas com deficiência. Informações sobre desconforto ou lesão provocada pelos dispositivos, constrangimento pelas dimensões e aparência dos dispositivos, dificuldades de manuseio e aparecimento de fadiga e tédio são importantes para o desenvolvimento dos produtos.

IberSistemas

Outro elemento que favorece o processo de avaliação é a utilização dos dispositivos e jogos com pessoas com ou sem deficiência para comparações e discussões a respeito da universalidade de sua utilização, bem como padronização a partir das particularidades dos usuários.

Dispositivos e periféricos desenvolvidos com a participação do deficiente no processo de formulação e experimentações favorecem a personalização do equipamento. Essa participação permite que esses indivíduos sejam mediadores do processo de formulação do projeto, no sentido de oferecer um equipamento mais adequado a cada caso, com informações e sugestões de uso dos próprios indivíduos deficientes que irão utilizar o equipamento [15].

Informações a respeito da satisfação do usuário sobre um dispositivo ou jogo são fundamentais para sua usabilidade, favorecendo a acessibilidade e, conseqüentemente, a inclusão social de pessoas com deficiências. Questionários e entrevistas que busquem informações a respeito de suas satisfações, representações e percepções sobre determinado produto também fornecem elementos que complementam as avaliações de uso de dispositivos e jogos para pessoas com deficiências [16].

Parâmetros e critérios para identificar: curiosidade, atenção, gosto e receio na utilização dos dispositivos e jogos, são essenciais para promover a inserção destas informações nos processos de avaliação. São esses dados que favorecem uma avaliação que privilegie a independência, a autonomia e o fortalecimento pessoal das pessoas com deficiência, promovendo sentimentos de confiança, com maior vontade de crescer e se desenvolver socialmente.

Referências

[1] G.S.M.Jannuzzi. A educação do deficiente no Brasil: dos primórdios ao início do século XXI. 1. Ed. Campinas: Autores Associados, Vol. 1, pp. 243, 2004.

[2] M.C.M. Kassar. Liberalismo, neoliberalismo e educação especial: algumas implicações. Cad. CEDES, Campinas, Vol. 19, no. 46, 1998.

[3] R.E. Carvalho. Removendo barreiras para a aprendizagem. In: Salto para o Futuro: Educação Especial: tendências atuais / Secretaria de Educação a Distância. Brasília: Ministério da Educação, SEED. 59-66. Série de Estudos - Educação a Distância, Vol.9, 1999.

[4] E.G. Mendes. A radicalização do debate sobre inclusão escolar no Brasil. In: Revista Brasileira de Educação Vol. 11, no. 33, 2006.

[5] R.Glat, M.D. Pletsch. O papel da universidade frente às políticas públicas para Educação Inclusiva. In: Revista Benjamim Constant, no. 29, pp. 3-8, 2004.

[6] J. R. Ferreira. Políticas Educacionais e Educação Especial. In: 25ªReunião Anual da ANPED, Caxambu, Vol. 1, pp. 1-15, 2003.

[7] N.S.T. Leonardo,C.T.Bray, S.P.M. Rossato. Inclusão escolar: um estudo acerca da implantação da proposta em escolas de ensino básico. Revista Brasileira de Educação Especial, Vol. 15, no. 2, 2009.

[8] L.P. Marques, C.T. Carneiro, J.S. Andrade, N.T. Martins, R.M. Gonçalves. Analisando as pesquisas em educação especial no Brasil. Revista Brasileira de Educação Especial, Vol. 14, no. 2, 2008.

[9] R.C.T.Araujo, S. Omote. Atribuição de gravidade à deficiência física em função da extensão do acometimento e do contexto escolar. Revista Brasileira de Educação Especial, Vol. 11, no. 2, 2005.

Iberdiscap

[10] D. Vogel. Jogo computacional para avaliação das estruturas operatórias em adolescentes com Síndrome de Down. Dissertação de Mestrado, Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, UMC, Mogi das Cruzes, 146p, 2010.

[11] C.I. Kubataiama. Dispositivos musicais para auxiliar a aprendizagem deportadores de Síndrome de Down. Dissertação de Mestrado, Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, UMC, Mogi das Cruzes, 54p, 2005.

[12] T.A. Scardovelli. Desenvolvimento e teste de modelos, periféricos e jogo 3D para pessoas com limitações motoras. Tese de Doutorado, Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, UMC, Mogi das Cruzes, 99p, 2010.

[13] T.L.Lannen, D.J. Brown, H.M. POWELL. Access to virtual learning environments for people with learning difficulties. Proc. 3rd Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech. Alghero, Itália, pp. 273-279, 2000.

[14] L.S. Vigotski. Obras Escogidas V. Fundamentos de Defectologia. Madrid: Visor, 1997.

[15] A.L. Manrique, G.L. Ferreira. Mediadores e mediação: a inclusão em aulas de matemática. Revista Contrapontos, Eletrônica, Vol. 10, no. 1, pp. 07-13, 2010.

[16] G.E. Moreira, A.L. Manrique. Ensino de Matemática para alunos deficientes: buscando alternativas para a realização de pesquisas. In: Anais da XIII Jornada de Educação Matemática da UFG, Goiânia – GO, pp. 1-11, 2010.

Iberdiscap

Calibración de sistemas de estimulación eléctrica funcional para optimizar la selectividad en el antebrazo

A. Koutsou, J.A. Gallego, E. Rocon, J.L. Pons

[1]Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas: Crta Campo Real km 0.2, La Poveda, Arganda del Rey, España, Tel: +34 918711900, Fax: +34 918717050, aikaterini.koutsou@csic.es

Resumen.

La selectividad en la estimación muscular disminuye cuando se utilizan electrodos transcutaneous. Se ha demostrado que el uso de matrices de electrodos aumenta la selectividad muscular en áreas con alta densidad de músculos, como es el antebrazo. Este trabajo presenta un método para la calibración de dichos electrodos que obtiene como resultado la identificación de los pads que se deben activar y la corriente que se debe aplicar para generar un movimiento especifico del miembro superior. Se presentan resultados preliminares con una serie de usuarios. Los resultados han demostrado que el método de calibración propuesto es simple y preciso. El método permite la localización de los pads mejor posicionados sobre el musculo objetivo y detectar el desplazamiento del musculo bajo la piel cuando el antebrazo cambia de posición.

Palabras clave: Estimulación Eléctrica Funcional, electrodos matriciales, selectividad muscular, calibración

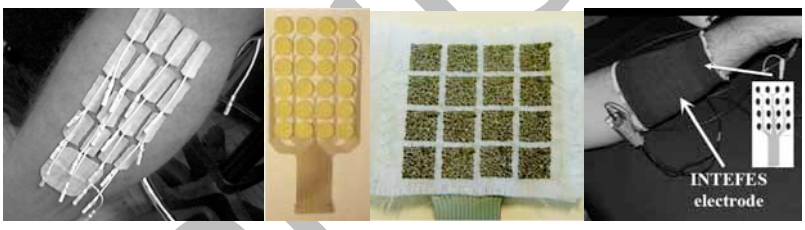
1. Introducción

El uso de Estimulación Eléctrica Funcional (EEF) se complica en el área del antebrazo debido a una alta densidad de músculos. El método mas preciso para obtener selectividad muscular es el uso de electrodos implantados que se depositan directamente al musculo objetivo, [6]. Sin embargo, esta tecnología requiere la realización de una operación quirúrgica. Los usuarios prefieren los electrodos transcutaneous por su fácil y no invasivo uso. El problema que surge cuando usamos ese tipo de electrodos en áreas como el antebrazo se llama “spillover” u “overflow” y se define como la activación involuntaria de músculos cercanos al musculo objetivo, [1]. Dicha activación procede de la creación de un campo eléctrico inadecuado bajo el electrodo EEF. En este trabajo se propone la utilización de matrices de electrodos como solución a este problema de selectividad. Las matrices de electrodos son electrodos que consisten en pequeños electrodos (pads) ordenados en forma de una matriz (fig. 1). La mayor ventaja de estos electrodos es la capacidad de crear campos eléctricos dinámicos de distintas formas y tamaños, [8]. Los electrodos matriz reducen también el problema de la colocación correcta del electrodo de cátodo, permitiendo activar solo el grupo de pads mejor posicionados sobre el musculo de toda la matriz.

iberdiscap

Figura1. Ejemplo de electrodo tipo matriz de 25 pads. Smartex S.L.

Durante los últimos años el desarrollo de este tipo de electrodos ha aumentado, ofreciendo una variedad de electrodos matrices para diferentes aplicaciones. La idea de usar ese tipo de electrodos se evaluó con varios pequeños electrodos ordenados en líneas y columnas por Elsaify et al, [2]. Este utilizó electrodos matrices en el tibiales anterior para mejorar la flexión de la pie sin necesidades de desplazar el electrodo,(fig. 2(a)). En el mismo periodo dos electrodos matrices diferentes se presentaron. Un grupo de la universidad de Belgrado desarrolló uno de ellos, el Actitrode®(fig. 2(b)), de material flexible para ajustarse mejor sobre la piel, [3]. El otro fue un electrodo textil llamado Smart Electrode (fig. 2(c))desarrollado por el laboratorio de control automático de Zurich. En los últimos dos años otros dos electrodos matrices fueron presentados. El electrodo textil de Smartex S.L (fig. 1)y el electrodo INTEFES de Tecnalia S.L.(fig. 2(d)). Todos los grupos han evaluado la selectividad muscular obtenida con los electrodos matrices en distintas condiciones cada uno. Todos esos trabajos han llegado a la conclusión que este tipo de electrodos aumenta la selectividad muscular, [2,3,4].



(a) **(b)** **(c)** **(d)**

Figura 2. Electrodos matrices: (a) Elsaify et al, (b) Actitrode, (c) Smart Electrode y (d) INTEFES Electrode.

El uso de este tipo de electrodos EEF requiere una calibración previa del electrodo matriz para cada función que queremos provocar y para cada sujeto. Definimos como proceso de calibración la modulación óptima del campo eléctrico bajo el electrodo matriz para cada movimiento objetivo. En este trabajo presentamos un método de calibración de los electrodos matriz. El método podría utilizarse en cualquier electrodo matriz independiente del numero y el tamaño de los pads que contiene. Para evaluar nuestra metodología utilizaremos un electrodo matriz de Smartex S.L (fig. 1) con 25 pads de 1cm de diámetro y con una distancia entre ellos de 0.5cm. Previamente a cualquier estudio de calibración debe realizarse un estudio para seleccionar la membrana hidrogel mas adecuada para el diseño específico de cada electrodo matriz. Nosotros utilizaremos la membrana sugerido por la empresa fabricante del electrodo matriz (AmGel AG702). En la siguiente sección presentaremos nuestra metodología de calibración. En la sección 3 presentaremos unos resultados preliminares de selección de pads y discutiremos los resultados obtenidos. Finalmente, en la ultima sección presentaremos nuestras conclusiones sobre el trabajo presentado y nuestros planes de trabajo futuro.

2. Metodología

El fenómeno overflow aparece debido al campo eléctrico no adecuado que se genera bajo el electrodo transcutáneo. Los factores que influyen en la forma y el tamaño del campo eléctrico son: 1) la posición del electrodo de ánodo y de cátodo, 2) el tamaño y la forma del electrodo de cátodo, 3) la impedancia del electrodo de cátodo y 4) las características de la corriente aplicada. La posición del electrodo ánodo y la impedancia de la membrana hidrogel del electrodo cátodo son factores que se pueden preelegir y no hace falta calibrarse cada vez que se utiliza el sistema. Debido a la influencia del posicionamiento del electrodo matriz sobre el musculo que queremos activar, el resto de factores requieren una configuración cada vez que el usuario viste el sistema y para cada movimiento especifico del antebrazo.

Durante la calibración del electrodo elegimos la posición óptima de electrodo seleccionando los pads mejor posicionados sobre el musculo objetivo. La forma y el tamaño del electrodo se configura seleccionando el numero de pads de los mejores posicionados que hay que activar para cada movimiento a generar. Por ultimo se configura las características de la corriente aplicada y se modula la profundidad del campo eléctrico que nos permite llegar a activar músculos mas ó menos profundos. De este modo la calibración de un electrodo matriz consiste en los siguientes pasos:

- Selección del grupo óptimo de pads activos
- Selección del numero de pads necesarios
- Selección de parámetros de la corriente adecuados

Los tres pasos de calibración se repiten para cada movimiento objetivo, tanto en el grupo de los músculos flexores como en el grupo de los músculos extensores del antebrazo. Los resultados de cada paso forman el patrón de estimulación del electrodo matriz. El objetivo del proceso de calibración es obtener el patrón de estimulación del electrodo matricial para evocar las principales funciones de la muñeca sin provocar movimientos no deseados. Para medir la calidad del movimiento evocado respecto al movimiento objetivo hemos definido una serie de métricas para la (1) flexión/extensión y (2) abducción/aducciónde la muñeca, y la (3) pronación/supinación del antebrazo. Dichas métricas se basan en el cálculo de la diferencia entre el ángulo de movimiento objetivo y los ángulos de los movimientos no deseados.

$$K_{ij} = \frac{1}{\theta_{fl/ext_{\max}}}\theta_{fl/ext} - \frac{1}{2}\left[\frac{1}{\vartheta^2_{pr/sp_{\max}}}\vartheta^2_{pr/sp} + \frac{1}{\vartheta^2_{ad/ab_{\max}}}\vartheta^2_{ad/ab}\right] \quad (1)$$

$$K_{ij} = \frac{1}{\theta_{ad/ab_{\max}}}\theta_{ad/ab} - \frac{1}{2}\left[\frac{1}{\vartheta^2_{pr/sp_{\max}}}\vartheta^2_{pr/sp} + \frac{1}{\vartheta^2_{fl/ext_{\max}}}\vartheta^2_{fl/ext}\right] \quad (2)$$

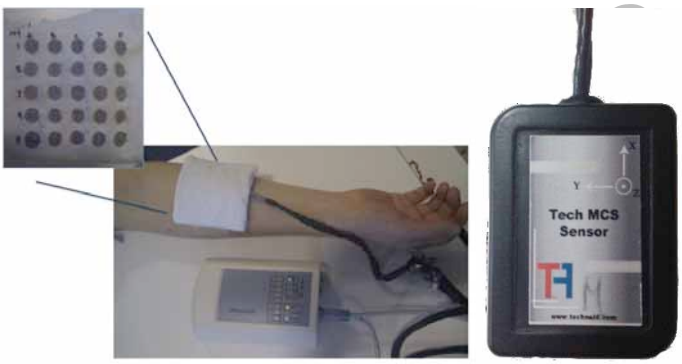
$$K_{ij} = \frac{1}{\theta_{pr/sp_{\max}}}\theta_{pr/sp} - \frac{1}{2}\left[\frac{1}{\vartheta^2_{fl/ext_{\max}}}\vartheta^2_{fl/ext} + \frac{1}{\vartheta^2_{ad/ab_{\max}}}\vartheta^2_{ad/ab}\right] \quad (3)$$

donde *i,j* son la línea y la columna donde se encuentra el pad activado, $\theta_{fl/ext}$ ángulo de flexión/extensiónde la muñeca, $\theta_{ad/ab}$ ángulo de aducción/abducción y $\theta_{pr/sp}$ ángulo de pronación/supinación del antebrazo. Finalmente $\theta_{fl/ext_{\max}}$, $\theta_{ad/ab_{\max}}$, $\theta_{pr/sp_{\max}}$ son los ángulos máximos de flexión/extensión, aducción/abducción y pronación/supinación respectivamente.

Iberdrap

Figura 3. Posición de los sensores inerciales en el antebrazo.

El ángulo del movimiento evocado se mide con dos sensores inerciales, Technaid S.L. (fig. 4(b)), que están colocados en el dorso de la mano y del antebrazo como se puede apreciar en la figura 3. El electrodo matriz se coloca sobre el musculo que queremos a activar (fig. 4(a)). El electrodo de ánodo es un electrodo Axelgaard S.L. de 5cm x 5cm. Para la estimulación de los músculos se usa un estimulador TREMUNA de UNA Sistemi S.L. (fig. 4(a)). Durante la calibración del electrodo el sujeto mantiene el antebrazo en una posición fija.



(a) **(b)**

Figura 41. Posición del electrodo matriz. (a) Estimulador TREMUNA, UNA Sistemi S.L., (b) Sensor Inercial Technaid S.L.

2.1 Selección del grupo óptimo de pads activos

Este estadio de la calibración es de los mas críticos, y en él se eligen los pads mejor colocados sobre el musculo responsable de provocar el movimiento objetivo. El proceso a seguir es activar primero el pad colocado en el centro de la matriz y calcular su métrica (para el movimiento objetivo). El siguiente paso es activar los pads que forman una matriz con el pad céntrico y calcular sus métricas. Una vez calculadas las métricas de todos los pads de la cruz, el siguiente pad a activar será el que se encuentra en la esquina entre los pads con las dos mayores métricas. Otra vez activamos los pads que forman una cruz con este nuevo pad y repetimos el mismo proceso. Cuando ya hemos activado y calculado las métricas de todos los pads del electrodo matriz, seleccionamos los 8 pads con las mayores métricas del movimiento que queremos evocar. Éste constituye el grupo de los pads óptimos. Este paso de calibración debe repetirse cada vez que el antebrazo cambia posición, porque el musculo puede desplazarse bajo la piel. Por este motivo es necesario desarrollar un método rápido y preciso que encuentra los cambios de los pads mejor posicionados en tiempo real.

Iberc

2.2 Selección del numero de pads necesarios

En estudios previos hemos visto que si activamos menos que 8 pads simultáneamente y con amplitud de corriente mínima (1mA) podemos obtener amplitud máxima del movimiento. De esto surge la necesidad de encontrar el numero máximo de pads necesarios para evocar cada movimiento objetivo, por lo que en este estudio se evalúa la respuesta muscular y la calidad del movimiento generado durante la activación de diferentes combinaciones de pads. Hemos construido un conjunto de combinaciones de pads que se activan simultáneamente. El conjunto está formado por dos subconjuntos, el primero consiste en combinaciones de 2 a 8 de los electrodos con mayores métricas y el segundo de combinaciones de 2 a 8 electrodos con las menores métricas. Se utilizan las métricas definidas anteriormente para asegurar la calidad de la selectividad muscular y se estudia la amplitud del movimiento generado. Al final, se define como número máximo de electrodos necesarios para un movimiento el mayor numero de pads que generan un movimiento con amplitud menor que la máxima voluntaria. Eso nos permitiría generar movimientos de mayores amplitudes al aumentar la corriente aplicada.

2.3 Selección de parámetros de la corriente

Los parámetros del pulso de la corriente aplicada afectan a el campo eléctrico, [7]. Un campo eléctrico más profundo permite activar las unidades motoras de músculos no superficiales. Este proceso tiene como objetivo estudiar la respuesta muscular y la calidad de la selectividad muscular mientras cambiamos la corriente aplicada en cada uno de los pads definidos en el paso anterior. Por esto, adquiriremos el movimiento generado durante la activación simultanea de los pads con cada una de las combinaciones de un set experimental. Este set experimental se ha construido con varias combinaciones de tres niveles de los tres parámetros de la corriente (amplitud, ancho de pulso y frecuencia) para cada electrodo.

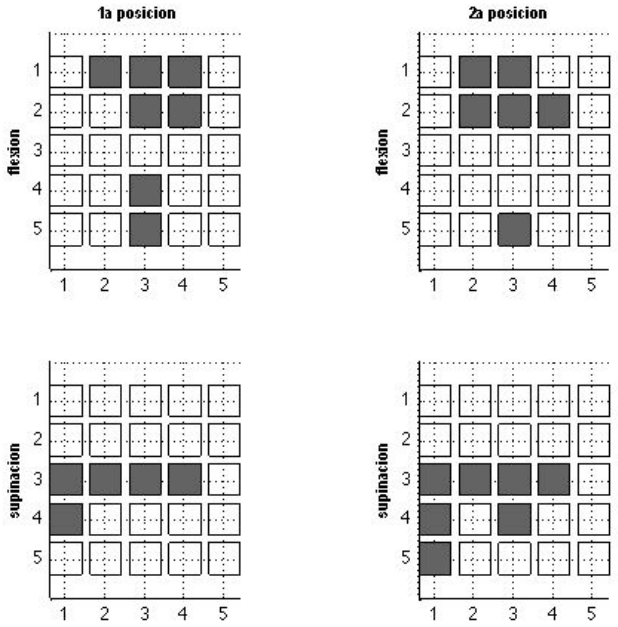


Figura 5. Ejemplos de selección de los pads mejor posicionados sobre el musculo.

3. Resultados y discusión

En un trabajo previo, [5], se ha demostrado que con el uso de ese tipos de electrodos y un proceso de selección de electrodos más simple podemos conseguir selectividad muscular entre los músculos superficiales y también podemos seleccionar la activación de músculos no superficiales. Ejemplo de los resultados de estas primeras pruebas se pueden ver en la figura 5.

En estos experimentos se ha estudiado como la posición del antebrazo afecta a la definición del grupo de los electrodos. Se ha visto que no se presentan diferencias muy significativas, solo un pequeño desplazamiento del patrón. Además, en este estudio se han encontrado distintos grupos de electrodos mientras la posición del antebrazo se mantenía fija y la amplitud de la corriente aplicada aumentaba. En la figura 6 se puede ver como el grupo de los pads con las mejores métricas para generar extensión de la muñeca en el segundo sujeto cambia cuando aumentamos la amplitud de la corriente de 8mA a 10mA.

Los resultados demuestran que podemos identificar el desplazamiento del electrodo en relación al músculo y encontrar un nuevo grupo de electrodos que evocan el mismo movimiento sin tener que recolocar el electrodo matricial.

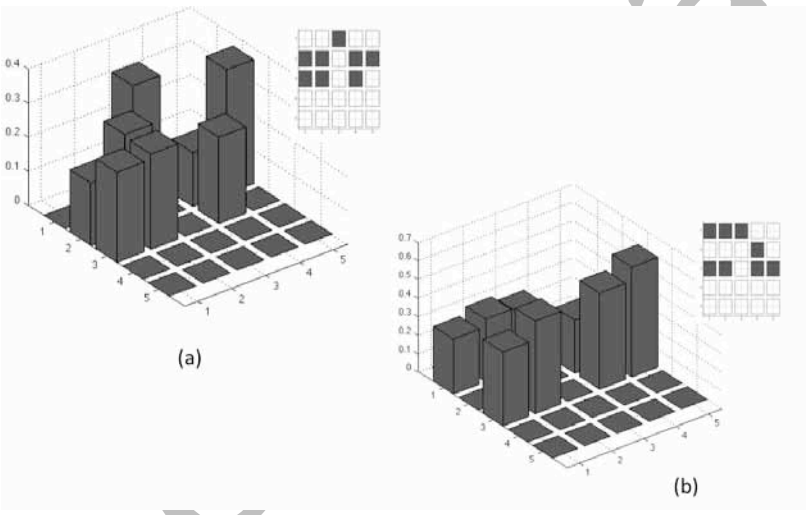


Figura 6. Ejemplo de cambio del grupo de electrodos con mejores métricas para la extensión de la muñeca para diferentes amplitudes de corriente:. (a) 8 mA y (b) 10mA. Resultados del segundo sujeto con el antebrazo en la segunda posición inicial.

Una vez que obtuvimos los grupos de pads mejor colocados, hemos realizado pruebas con uno de los sujetos induciendo la flexión y extensión de la muñeca mediante la activación 8 pads a la vez con los siguientes parámetros: I=1mA, PW=250μs y F=30Hz. El sujeto se quejó del dolor excesivo durante la activación de los 8 pads, y no se pudo complementar la prueba. En el siguiente paso hemos empezado a reducir el numero de electrodos simultáneamente activados hasta que solo activamos un electrodo. Los resultados demostraron que obtenemos máxima amplitud de flexión con activación de 3 a 8 pads a la vez y haría falta activar solo 2 pads para obtener flexión de la muñeca menor que la máxima voluntaria en este sujeto. Obtuvimos resultados similares para la extensión de la muñeca.

4. Conclusiones y trabajos futuros

En la literatura se pueden encontrar varios trabajos de selectividad muscular con electrodos matrices, pero hasta el momento ninguno presenta un método de calibración completo de este tipo de electrodos. Es esta falta que nos conduce en la presentación de este trabajo. Hemos presentado un método para identificar los pads que se deben activar y los parámetros de corriente que se debe aplicar para generar un movimiento del antebrazo especifico sin provocar otros movimientos no deseados. Para la cuantificación del movimiento generado hemos definido tres métricas, una para cada una de la siguientes funciones del miembro superior: flexión/extensión, aducción/abducción y pronación/supinación. La monitorización del movimiento generado se consigue con el uso de dos sensores inerciales de Technaid S.L que se colocan en la parte dorsal de la muñeca y la parte exterior del antebrazo. Para la evaluación de nuestro estudio hemos utilizado un electrodo matriz textil de Smartex S.L y un estimulador TREMUNA de UNA Sistemi S.L. Ambos desarrollados dentro del marco del proyecto TREMOR: “An ambulatory BCI-driven tremor suppression system based on functional electrical stimulation”.

Los resultados de los primeros estudios demuestran que nuestro proceso de calibración es capaz de encontrar un grupo de pads optimo para generar cada función de la muñeca sin provocar otras funciones no deseadas. Nuestro método puede detectar los cambios en el grupo de los pads con las métricas mas altas, debidos al desplazamiento del musculo bajo la piel.

El método de calibración que hemos presentado esta en periodo de evaluación con 10 sujetos sanos. Una vez que la evaluación se completa, analizaremos los resultados con objetivo el desarrollo de un controlador de calibración de electrodos matrices que funciona en tiempo real.

En el futuro próximo vamos a añadir la monitorización de los movimientos generados en los dedos. Para esto se van a definir nuevas métricas que tienen en cuenta estos movimientos también. La monitorización de los dedos se hará mediante un guante que estará equipado con cuatro sensores de flexión que estarán colocados en la parte de los dedos.

5. Agradecimientos

El trabajo presentado en este articulo se ha llevado acabo parcialmente con financiación dela Comisión de la Unión Europea, dentro del programa Marco 7, programa IST “Accesible and Inclusive ICT", acción 7.2 “Advanced self-adaptive ICT-enabled assistive systems based on non-invasive Brain to Computer Interaction(BCI)", mediante el contrato ICT-2007-224051, “TREMOR: An ambulatory BCI-driven tremor suppression system based on functional electrical stimulation".

Referencias

[1] F.Rattay. The Basic Mechanism for the electrical stimulation of the nervous system. Neuroscience. Vol. 89, no.2, pp. 335-346, 1999.

[2] A. Elsaify. A self-optimising portable FES system using an electrode array and movement sensors, Phd thesis, University of Leicester, 2005.

[3] A. Popovic-Bijelic, G. Bijelic, N. Jorgovanovic, D. Bojanic, M. Popovic, D. Popovic. Multi-field surface electrode for selective electrical stimulation. Artificial Organs, Vol. 29, no. 6, pp. 448-452, 2005.

[4] T. Keller, M. Lawrence, A. Kuhn, M. Morari. New Multi-channel transcutaneous electrical stimulation technology for rehabilitation. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, 2006.

[5] A. Koutsou, J. Gallego, E. Rocon, J. Moreno, J. Pons. Activación muscular selectiva mediante metrices de electrodos transcutaneous. Actas de las XXXI Jornadas de Automatica, 2010.

Iberdiscap

[6] S.Micera, T. Keller, M. Lawrence, M. Morari, D. Popovic. Wearable Neural Prostheses. Restoration of Sensory-Motor function by transcutaneous electrical stimulation. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol.29, no. 3, pp. 64-69 , 2010

[7] A. Kuhn, T. Keller, M. Lawrence M. Morari. A model for transcutaneous current stimualtion: simulations and experiments. Med Biol Eng Comput, Vol. 47, pp. 279-289, 2009

[8] A. Kuhn, T. Keller, S. Micera, M. Morari. Array electrode design for transcutaneous electrical stimulation: A simulation study. Medical Engineering & Physics, Vol. 31, pp. 945-951, 2009

Iberdiscap

MANIPULACIÓN

Iberdiscap

Iberdiscap

Eliminación del temblor en tareas de telemanipulación mediante una interfaz multimodal

A. Úbeda, E. Iáñez, J. M. Sabater, J. M. Azorín

Grupo de Neuroingeniería Biomédica – Universidad Miguel Hernández de Elche: Av. de la Universidad S/N (Ed. Quorum V), Elche, España, Tlfn. 96.665.8902

{aubeda, eianez, j.sabater, jm.azorin}@umh.es

Resumen.

El presente artículo describe una interfaz multimodal basada en la combinación del control ocular, mediante electrooculografía, y el control háptico, mediante un dispositivo de escritorio. El objetivo principal del sistema es controlar un dispositivo robótico externo para tareas de telemanipulación. Se ha diseñado una estrategia de control que permite, mediante la combinación multimodal de ambos dispositivos, eliminar el temblor de las manos del usuario para poder realizar un control preciso de la tarea llevada a cabo. Este temblor puede ser debido a enfermedades del sistema nervioso como el Parkinson, que no impiden el manejo de la interfaz háptica, pero sí limitan la precisión del dispositivo robótico. Finalmente, se ha implementado la aplicación en un entorno real mediante un brazo robótico para comprobar las ventajas de este tipo de control.

Palabras clave: Interfaz hombre-robot, telemanipulación, interfaz multimodal,electrooculografía, háptics

1. Introducción

Un telemanipulador es un dispositivo controlado remotamente por un ser humano. La teleoperación se puede emplear en multitud de aplicaciones y entornos, desde entornos industriales [1] a tareas de inspección en ambientes poco accesibles o peligrosos [2]. Este trabajo está orientado a personas con una discapacidad motora leve, como el Parkinson. Este tipo de discapacitados son capaces de manejar dispositivos hápticos, pero tienen problemas de control debido al temblor incontrolado que sufren en manos y brazos. Este temblor, más o menos leve, puede ser eliminado mediante la combinación de una interfaz ocular que supervise el manejo del robot teleoperado.

Mediante la multimodalidad se fusionan o combinan distintas formas de comunicación humana: voz, ojos, gestos o movimiento, con el fin de conseguir una comunicación más natural hombre-máquina. Una interfaz multimodal es un dispositivo que mezcla estos distintos modos de comunicación para alcanzar los objetivos de la multimodalidad. Un ejemplo típico de multimodalidad es un ordenador personal, donde el uso del ratón y el teclado se combinan. Sin embargo, hay muchas otras maneras de integrar dispositivos de comunicación hombre-máquina, por ejemplo usando lápices, sonidos, gestos, pantallas táctiles, reconocimiento de voz o incluso reconocimiento ocular [3-6].

La interfaz multimodal descrita en este trabajo combina dos tipos de comunicación: una ocular, mediante electrooculografía, y otra háptica, con un dispositivo de escritorio manejado con la mano. Este tipo de interfaces suelen usarse de forma separada en otros trabajos relacionados con el tema [7-10], así que la

iberdisc

combinación de ambos puede abrir nuevas puertas en la comunicación hombre-máquina. En este caso, el objetivo es tratar de eliminar los problemas derivados del temblor a la hora de controlar por una persona el efector final de un dispositivo teleoperado como un brazo robótico. El temblor en la persona puede ser debido a enfermedades del sistema nervioso que no impiden el manejo de la interfaz háptica, pero sí limitan la precisión en el control del dispositivo robótico.

El resto del artículo está organizado del siguiente modo. En la sección 2 se describe la metodología empleada en el diseño de la interfaz tanto en el hardware como en el software y la estrategia de control diseñada. En la sección 3 se presenta la aplicación diseñada con esa estrategia de control y se discuten los resultados obtenidos. Por último, en la sección 4 se presentan las conclusiones.

2. Metodología

La interfaz multimodal diseñada (ver Figura 1) consiste en una interfaz ocular y una interfaz háptica. Ambas interfaces se conectan al ordenador donde se implementan las estrategias de control. La interfaz multimodal permite controlar un brazo robótico de 6 grados de libertad.

La señal electrooculográfica se captura a una frecuencia de 128 Hz por canal y se procesa en bloques de 128 muestras por lo que la frecuencia se procesado será de 1 Hz, o lo que es lo mismo, cada segundo se determinará una acción. El dispositivo háptico dispone de un bucle independiente de control a una frecuencia de 1000 Hz. Este bucle controla la realimentación de fuerzas del dispositivo.

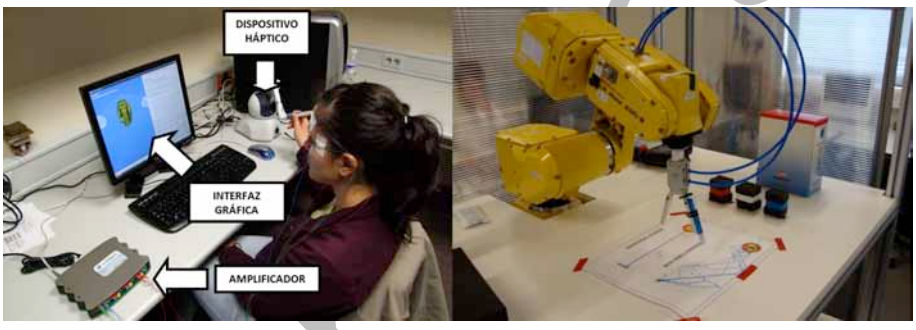


Figura 1.Entorno multimodal (izda). Entorno del robot (dcha).

2.1. Interfaz electrooculográfica

La interfaz ocular usa señales electrooculográficas (EOG) para detectar el movimiento de los ojos. La electrooculografía se basa en el hecho de que el ojo actúa como un dipolo eléctrico entre el potencial positivo de la córnea y el potencial negativo de la retina. En condiciones normales, la retina tiene un potencial bioeléctrico negativo en relación a la córnea. Por esta razón, las rotaciones del globo ocular causan cambios de dirección en el vector correspondiente a este dipolo eléctrico. La detección de estos cambios requiere el uso de pequeños electrodos que se adhieren a la piel alrededor de los ojos, Figura 2. El valor de la señal EOG varía entre 50 y 3500 μV con un rango de frecuencia en continua de unos 100 Hz entre la córnea y la membrana de Bruch situada en la parte trasera del ojo. El comportamiento es prácticamente lineal para ángulos máximos de 50º en horizontal y 30º en vertical.

Preprint

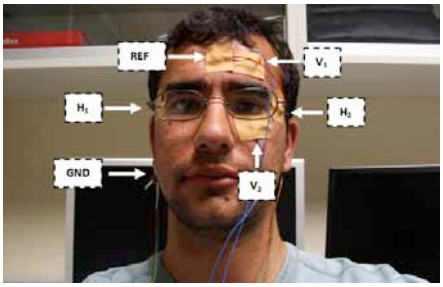


Figura 2. Colocación de los electrodos.

El equipo empleado para capturar las señales EOG se basa en los dispositivos comerciales gTec, formados por el amplificador gUSBAMP usando 4 canales de entrada (dos canales para cada dirección) donde se conectan 4 sensores g.EOGelectrode. Estos cuatro electrodos, más el de referencia y el de tierra, se colocarán como se puede ver en la Figura 2. Los 4 electrodos de entrada y la referencia son del modelo E273 de Easycap. Se trata de electrodos planos de 12 mm de diámetro con un cable ligero y que no requieren gel conductivo para funcionar, empleándose únicamente un poco de gel abrasivo limpiador antes de su colocación, que es mucho más rápida y fácil que con electrodos convencionales. El electrodo de tierra es una pinza recubierta de oro acoplada al lóbulo de la oreja.

Con el fin de generar el comando de control, el usuario debe realizar un movimiento rápido de los ojos en la dirección deseada y después volver al centro o posición de reposo. El algoritmo diseñado obtiene el comando de control a partir del movimiento ocular a través de la aplicación de umbrales sobre la señal derivada, como se puede ver en mayor profundidad en [9]. El algoritmo de decisión se ejecuta para cada canal dando como resultado la dirección de movimiento: izquierda, nada o derecha (abajo, nada o arriba) respectivamente. La interfaz analiza y procesa los movimientos oculares mientras se pulse el botón del dispositivo háptico. De ese modo, el usuario puede mover los ojos libremente cuando quiere generar un comando y el confort de la interfaz aumenta.

La interfaz háptica que se ha usado es un Phantom Omni de Sensable. Se trata de un dispositivo de escritorio con 6 grados de libertad y capaz de enviar realimentación de fuerzas en 3 grados de libertad, lo que implica que el usuario será capaz de mover el brazo robótico en tres dimensiones. El dispositivo se controla fácilmente manejando el lápiz háptico y moviéndolo en la dirección deseada.

Para desarrollar el software se han empleado las librerías OpenHaptics de SensAble, que permiten obtener la posición y orientación del dispositivo háptico. A continuación, esta información se emplea en las estrategia de control definida para poder enviar las distintas órdenes y controlar la realimentación de fuerzas.

2.2. Brazo robótico

El brazo robótico empleado en la interfaz multimodal es un Fanuc LR Mate 200iB. Este robot tiene seis grados de libertad y puede llevar hasta 5 kg de peso. El brazo robótico se controla de forma remota a través de Internet usando librerías programadas especialmente para ello que incluyen todas las funciones básicas de movimiento y conexión al robot. La interfaz usa básicamente funciones de conexión y desconexión y funciones de movimiento en coordenadas cartesianas y articulares. Las coordenadas cartesianas se usan en aplicaciones donde el objetivo es realizar una determinada trayectoria o ir a un determinado punto en un plano. Las coordenadas articulares se usan para controlar la orientación del efector final.

El brazo robótico está situado en un edificio que se encuentra a 1.5 kilómetros de la interfaz multimodal. El retardo, no obstante, es muy bajo y permite la correcta ejecución del control, lo que significa que el sistema

Iberoamericana

puede ser usado como un controlador multimodal remoto permitiendo al usuario discapacitado controlar dispositivos alejados sin necesidad de moverse. Con el fin de ver el robot, se ha situado una cámara remota enfrente del mismo, facilitando el seguimiento del movimiento realizado. La cámara tiene un amplio rango de opciones como zoom, enfoque o brillo.

2.3. Interfaz gráfica

El software que se utiliza para integrar las dos interfaces ha sido desarrollado en C++. Se ha programado un entorno gráfico virtual. La interfaz gráfica se ha desarrollado usando OpenGL, y el entorno háptico se ha desarrollado usando el paquete de herramientas de OpenHaptics. Se ha implementado un robot virtual en el entorno gráfico. Este robot se basa en el modelo real Fanuc LR Mate 200iB (tiene su misma cinemática y aspecto). Se han incluido además dos objetos virtuales con los que interactuar. Esta interfaz gráfica permite probar la estrategia de control diseñada antes de controlar el robot real. La interfaz dispone de opciones de control para el robot y para el equipo electrooculográfico, ver [11].

2.4. Estrategia de control

Se ha planteado una estrategia de control en la que ambas interfaces controlan el movimiento del robot en un único plano. La interfaz EOG controla la dirección del movimiento, mientras que el dispositivo háptico controla el propio movimiento, es decir, el movimiento del robot se realiza mediante la interfaz háptica y el control ocular actúa como supervisor del mismo. Esta estrategia de control evita el efecto adverso del temblor. Si el usuario quiere moverse en una determinada dirección, por ejemplo en x, debe mover el dispositivo Phantom en esa dirección y efectuar un movimiento a la derecha o a la izquierda con los ojos. De este modo, la dirección queda definida y el resto del movimiento se efectúa con el dispositivo háptico a la velocidad deseada.

A partir de esta estrategia de control, se ha diseñado una aplicación principalmente orientada a tareas de telemanipulación. El usuario es capaz de controlar el dispositivo háptico pero, debido a los movimientos incontrolados o el pequeño temblor que pueda sufrir en manos y brazos, puede producirse un control impreciso del movimiento deseado.

3. Resultados y discusión

En la aplicación diseñada, el objetivo es seguir trayectorias rectas o grupos de trayectorias rectas mediante un movimiento del dispositivo háptico supervisado por electrooculografía.

Se han diseñado tres tipos de trayectorias:

- Trayectoria “a”: permite comprobar el modo en el que el usuario puedeseguir una trayectoria diagonal combinando movimientos arriba y derecha.
- Trayectoria “b”: permite comprobar el modo en el que el usuario puede cambiar de dirección en una trayectoria.
- Trayectoria “c”: permite comprobar el modo en el que el usuario puedeseguir una trayectoria con distintas direcciones.

La aplicación se ha probado en la interfaz gráfica como test inicial antes de emplear el robot real. Los resultados obtenidos pueden verse en la Figura 5. La fila superior muestra el error obtenido en el plano XY usando sólo el dispositivo háptico. La segunda fila muestra el error obtenido en el eje Z, el más difícil de controlar mientras se realiza el movimiento. Como se puede comprobar, el control preciso de la trayectoria es casi imposible de controlar empleando únicamente el dispositivo háptico. Las líneas punteadas son las trayectorias seguidas si se utiliza un control supervisado con electrooculografía.

iberdiscap

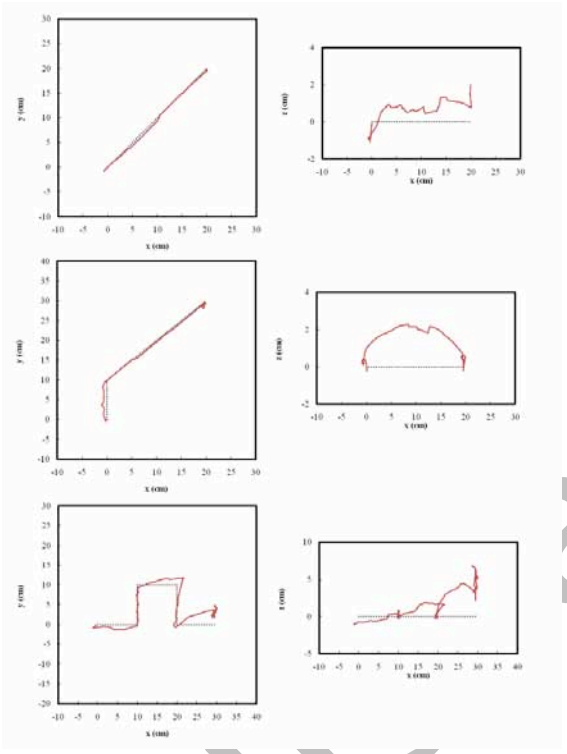


Figura 5. Resultados obtenidos durante las pruebas. Plano XY (izda). Plano YZ (dcha).

Una vez realizadas las primeras pruebas, se han realizado los test con el robot real utilizando dos trayectorias similares a las anteriores. Se han empleado paneles sobre los que el robot dibuja las trayectorias utilizando un rotulador sujeto en su extremo (ver Figura 6). En la figura se muestran los dos modos de funcionamiento: el primero utilizando únicamente el Phantom y el segundo supervisando el movimiento mediante EOG. En este caso, se ha medido el error obtenido con el dispositivo háptico (Figura 7). Se puede observar que el error es mucho mayor que con el control supervisado.

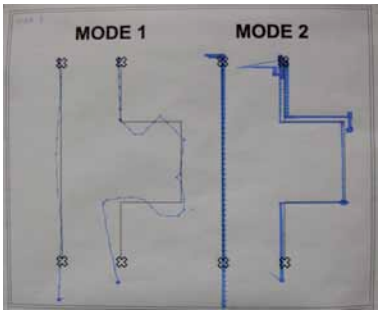


Figura 6. Panel para la aplicación.

Iberdiap

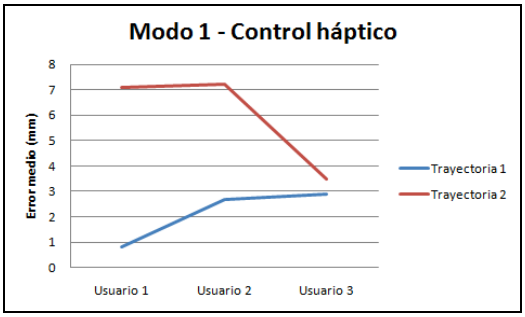


Figura 7. Resultados del modo 1

4. Conclusiones

Se ha desarrollado una interfaz multimodal que combina el control háptico y el control ocular orientado a realizar tareas de telemanipulación. Se ha implementado una estrategia de control orientada a eliminar el posible temblor de manos y brazos en tareas donde se requiere un control preciso. Para comprobar su eficacia, se ha diseñado una aplicación específica que permite evaluar el control háptico, tanto supervisado como no supervisado, en la realización de trayectorias rectas. Los resultados obtenidos muestran que el control supervisado elimina los errores producidos por el temblor y el poco control del usuario.

Como líneas futuras, se plantea la posibilidad de realizar aplicaciones más complejas que estén orientadas a un uso práctico del sistema. También se ha observado que la utilidad de esta interfaz en pacientes con enfermedades nerviosas del aparato motor, como el Parkinson, puede estar limitada por la naturaleza del temblor. Las pruebas con este tipo de pacientes serían de gran utilidad para determinar si la interfaz es realmente útil en estos casos, como se ha previsto.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del Ministerio de Ciencia e Innovación del Gobierno de España con el proyecto DPI2008-06875-C03-03 y de la Consellería d'Educació de la Generalitat Valenciana con las ayudas FPA/2011/058 y ACOMP/2011/066.

Referencias

[1] J. M. Sabater, R. J. Saltarén, R. Aracil, E. Yime and J. M. Azorín. Teleoperated parallelclimbing robots in nuclear installations.Industrial Robot: An International Journal,2006.

[2] T. Hirabayashi, H. Yano, T. Yamamoto and H. Iwata. Experiment On Teleoperation Of Underwater Backhoe With Haptic Information. Nippon Robotto Gakkai Gakujutsu Koenkai Yokoshu. Vol. 23, pp. 36-41, 2005.

[3] M.Beitler, Z.Kazi, M.Salganicoff, R.Foulds, S.Chen and D.Chester. Multimodal User Supervised Interface and Intelligent Control (MUSIIC). AAAI Technical Report FS-95-05. Pp. 5-11, 1995.

[4] D. Wang, Y. Zhang and Z. Sun. Multi-modal Virtual Reality Dental Training System with Integrated Haptic-Visual-Audio Display. Robotic Welding, Intelligence and Automation. Vol. 362, pp. 453-462, 2007.

[5] A. Corradini and P. R. Cohen. Multimodal speech-gesture interface for handfree painting on avirtual paper using partial recurrent neural networks as gesturerecognizer.Honolulu, USA, vol. 3, pp. 2293-2298, 2002

Iberdisc

[6] M. Kolsch, R. Bane, T. Hollerer and M. Turk. Multimodal Interaction with a Wearable Augmented Reality System. IEEE Computer Graphics and Applications. Vol. 26, no. 3, pp. 62-71, 2006.

[7] Y. Chen and W. S. Newman. A human-robot interface based on electrooculography. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Vol. 1, pp. 243-248, 2004.

[8] E. Iáñez, J. M. Azorín, E. Fernández and J. M. Sabater. Control Strategies for Human-Robot Interaction using EOG. Proceedings Book 40th International Symposium on Robotics (ISR 2009), Barcelona, Spain, Pp. 183-187, 2009.

[9] E. Iáñez, J. M. Azorín, R. Morales and E. Fernández.Electrooculography-based Human Interface for Robot Controlling. Proceedings of the 13th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS), Freiburg, Germany. Vol. 53, sup. 1, pp. 305-307, 2008.

[10] K. Park, B. Bae and T. Koo. A haptic device for PC video game application. Mechatronics. Vol. 14, pp. 227-235, 2004.

[11] A. Úbeda, E. Iáñez, J. M. Azorín, J. M. Sabater, N. García and C. Pérez. Improving Human-Robot Interaction by a Multimodal Interface. IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (accepted).Oct. 2010.

Iberdiscap

Iberdiscap

Dinamômetro biomédico para avaliação da força das mãos em pacientes com doença de parkinson

Elcio Alteris dos Santos[1], Wesley Pontes[1], Marcelo Augusto Assunção Sanches[1], Aparecido Augusto de Carvalho[1], Mateus Fernandes Réu Urban[1]

[1]UNESP: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira-SP, Brasil, +55 018 3741 1150, elcioalteris@hotmail.com, wesley.pontes@gmail.com, sanches840@yahoo.com.br, carvalho.aparecido@gmail.com, mateushq@hotmail.com

Resumo.

A mão tem grande importância para o homem desenvolver as atividades laborais e do cotidiano, no entanto, caso haja uma patologia que torne incapaz a sua função, profissionais de reabilitação possuirão um papel importantíssimo na recuperação e/ou manutenção do paciente acometido. A doença de Parkinson causa no homem perda de atitudes funcionais gerando dependência das atividades da vida diária e prática, contudo, neste trabalho, são apresentadas possibilidades para testes em pacientes com parkinsonismo. Foi desenvolvido e implementado um dinamômetro biomédico com a finalidade de avaliar a condição da força de aperto das mãos e auxiliar os profissionais no contexto do tratamento, assim, alguns moldes específicos foram projetados para aquisição de informações necessárias para estabelecer um plano de reabilitação.

Palavras chave:mãos, strain gage, dinamômetro, reabilitação, Parkinson.

1. Introdução

O rompimento do cotidiano e/ou das atividades da vida diária (A.V.D.) por motivo de doença ou limitações fazem com que a pessoa se torne dependente em alguns aspectos funcionais. A mão humana é um importante órgão sensorial e que relaciona o homem com o meio em suas tarefas ocupacionais tornando o homem autônomo no universo humano. Algumas patologias neurológicas podem trazer conseqüências grandiosas nos parâmetros de autonomia da pessoa gerando frustrações e dependência para realização das A.V.Ds.. A força muscular é um dos componentes fundamentais para a avaliação da forma física. A preensão palmar pode ser considerada como um dos parâmetros do estado de força geral dos indivíduos. O teste de preensão palmar tem sido utilizado de maneira sistemática no Japão [1]. As mãos têm muitas aplicações clínicas diferentes, sendo utilizadas, por exemplo, como um indicador da força total do corpo, e neste sentido é empregado em testes de aptidão física [2], assim, o dinamômetro biomédico pode ser empregado para testar a força dos indivíduos e em especial aplicável à pacientes com doença de Parkinson que sofrem perda da força e autonomia das mãos.

Neste trabalho é apresentado as vantagens de utilização de um dinamômetro biomédico para pacientes com doença de Parkinson. Esta patologia é uma enfermidade ou desordem crônica e progressiva do sistema nervoso central que acomete os núcleos de base, caracterizado pela presença de tremor, bradicinesia, que consiste na redução da velocidade dos movimentos, rigidez muscular e por vezes a

iberdisap

instabilidade postural. Nesta patologia acontece a degeneração das células situadas numa região do cérebro chamada substância negra. Essas células produzem uma substância chamada dopamina, que conduz as correntes nervosas (neurotransmissores) ao corpo. A falta ou diminuição da dopamina afeta os movimentos do paciente, provocando os sintomas acima indicados e também atinge a força muscular.

A história usual de quem é acometido pela doença de Parkinson consiste num aumento gradual dos tremores, maior lentidão de movimentos, caminhar arrastando os pés, postura inclinada para frente. O tremor típico afeta os dedos e as mãos. Pode ocorrer em um lado ou nos dois lados do acometido e ser mais intenso em um lado que em outro. O tremor ocorre quando nenhum movimento está sendo executado, e por isso é chamado de tremor de repouso. O tremor é mais notado quando a pessoa segura com as mãos um objeto leve como um jornal, ou seja, afeta a sua coordenação. As dificuldades são apresentadas em relação às atividades de banhar-se, vestir-se, cozinhar, preencher documentos entre outras que envolvam a força das mãos. O tratamento se dá através da re-educação e a manutenção da atividade física, que se torna um complemento indispensável ao tratamento da doença de Parkinson. De fato, os exercícios físicos conservam a atividade muscular e flexibilidade articular e coordenação motora. Inativos, os músculos têm tendência a se atrofiar, se contrair e sua força diminui, assim, realizando testes e protocolando a força muscular pode-se estabelecer um bom tratamento, principalmente nos aspectos de conservação de energia objetivados em muitos casos clínicos. Por estes motivos se fazem necessários e imprescindíveis testes com o dinamômetro biomédico,tendo a finalidade de melhorar o tratamento fisioterápico na reabilitação física, assim como uma ferramenta aos terapeutas ocupacionais na reabilitação funcional.

2. Metodologia

O dinamômetro biomédico implementado consiste essencialmente de uma estrutura mecânica, circuitos de condicionamento de sinais, interfaceamento e de um *software* desenvolvido em LabVIEW.

Para desenvolvimento da estrutura mecânica do dinamômetro foram utilizados os conceitos dos arcos palmares e com isso conferiu uma melhor organização da ergonomia [3]. Entende-se por arcos palmares a caracterização pelo punho em ângulo de vinte graus de flexão dorsal com a articulação metacarpofalangeana a quarenta e cinco graus de flexão e as interfalangeanas distais permanecendo em vinte graus [3]. É de grande valia que os arcos estejam em boas condições para que os atos funcionais dos pacientes estejam preservados com a musculatura da mão integra e sem deformidades, já que em portadores avançados da patologia; a mão tende a ter uma extensão de punho, articulações metacarpofalangeanas em flexão e a interfalengeanas em extensão. Com os diversos moldes pode-se conferir a integridade dos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão verificando o grau de força e atravésdestes parâmetros, favorecer o tratamento da força muscularem reabilitação. Na figura 1 a seguir pode-se observar os arcos palmares com suas características, formam-se assim, o arco longitudinal da mão, o arco transverso proximal e o arco distal que facilitam o processo de preensão. Os arcos foram utilizados para projetar o dinamômetro biomédico e facilitar a aquisição da força.

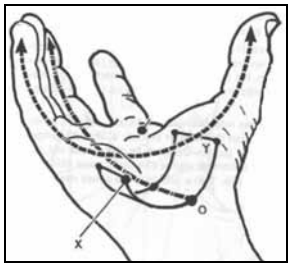


Figura 1- Arcos Palmares.

ibecdiscar

A estrutura mecânica e moldes ergonômicos do dinamômetro foram projetados para maximizar os aspectos biomecânicos da mão, assim como, tornar objetivo os aspectos de funcionais, então, construiu-se uma estrutura mecânica denominada anel dinamométrico. Este anel possui extensômetros a ele fixados para captar os esforços da mão. Na figura 2 pode-se observar o anel dinamométrico submetido a um esforço F, com uma largura representada por a, um raio definido por R e a espessura definida por e, pode-se ver também a configuração de extensômetros colados na parte interna do anel que formam uma ponte completa de wheatstone, garantindo uma melhor sensibilidade.

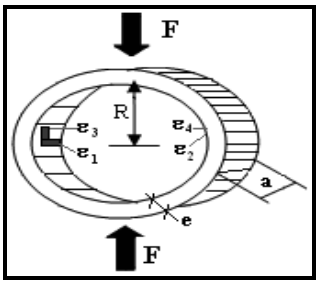


Figura 2- anel dinamométrico.

Esses parâmetros foram escolhidos para que o projeto pudesse responder de acordo com as características e propriedades do material escolhido, assim como, a força aplicada pelo paciente, características do membro superior e sua força em relação aos moldes.

Baseado na revisão bibliográfica [4 e 5], a força aplicada e escolhida para a estrutura mecânica do dinamômetro foi definida com um limite de 500 N, já que a força manual não ultrapassa estes parâmetros. Com largura de 20 mm e um raio interno de 11,5 mm adequou-se o dinamômetro às propriedades necessárias, assim, foi possível encontrar também a espessura do material e permitir que o mesmo permanecesse na região de proporcionalidade, ou seja, o material retorna às condições iniciais e não danifica o extensômetro escolhido [5]. A equação 1 [4] foi utilizada para obter a espessura do anel dinamométrico onde a tensão máxima é expressa por:

$$\sigma_{\max} = \frac{F_3}{2ae}\left[\frac{6R_0}{e}\left(1-\frac{2}{\pi}\right)+1\right] \qquad (1)$$

O dinamômetro é composto por duas barras paralelas ao anel dinamométrico e também possui a possibilidade de ajustes para diferenciar seus diversos moldes e dispositivos, permitindo assim a realização de testes como no caso de pacientes parkinsonianos. Os moldes escolhidos estão de acordo com exames físicos e perdas funcionais [3].

Estes moldes especiais desenvolvidos permitem testes diferenciados que dinamômetros comerciais não podem oferecer. No molde de flexão da metacarpofalangeana pode-se verificar se a musculatura intrínseca da mão esta acometida. Caso esta apresente fraqueza, provavelmente os danos funcionais acentuados nas mãos apresentarão padrão de extensão da metacarpo e posteriormente uma deformidade aparente.

Os músculos que podem ser testados por meio dos moldes e por este equipamento são: os flexores da metacarpofalangeana, oponente do polegar, flexores profundos dos dedos, flexores superficiais dos dedos e flexores do polegar, assim como as pinças bi digitais de forma ampla e também a preensão palmar plena. Portanto é um equipamento versátil e muito significante para aplicações funcionais na área de Terapia Ocupacional.

Iberoiscap

No inicio da patologia pode-se testar o dinamômetro em observação da bradicinesia e outros sintomas relacionados à patologia, posteriormente, com o avanço da doença poder-se-á verificar as perdas significativas que levem este paciente a problemas articulares tais como deformidades instaladas. Na foto da figura 3 pode-se observar o molde para testes da força das pinças; importantíssimo nas tarefas funcionais de abotoar roupas e realizar tarefas mais precisas, assim como em um estágio mais avançado em que o paciente perde a força e coordenação para tais movimentos.

Figura 3- Foto da Plataforma Dinamométrica e moldes para testes de pinça.

Para a escolha do extensômetro, levou-se em consideração a estrutura mecânica projetada, material do mesmo, tipo de deformação a ser captada dentre outros detalhes como ergonomia e aspectos antropométricos que entraram em harmonia e destaque com a mão. Os extensômetros utilizados foram do modelo KFG-2-D16-11, da empresa Kyowa [6], apresenta formato biaxial tipo roseta que captam forças no eixo longitudinal e transversal.

O circuito de condicionamento de sinais para os extensômetros é constituído essencialmente por estágios de alimentação, amplificação e filtragem, após este estágio foi implementado circuitos para interfaceamento de dados com o *software* LabVIEW, possibilitando a apresentação dos resultados em uma tela de computador como ilustra o diagrama de blocos da Figura 4 a seguir.

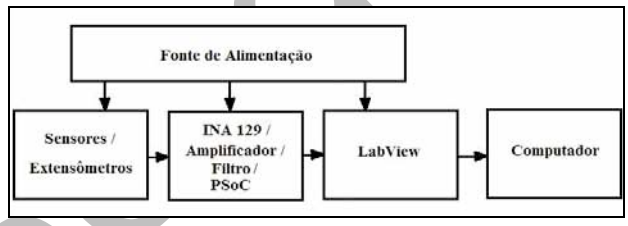


Figura 4- Diagrama de blocos do circuito de interfaceamento.

Ao aplicar uma força no dinamômetro há uma variação na resistência dos extensômetros que formam uma ponte de *Wheatstone*[5], portanto, a ponte desbalanceada gera uma diferença de potencial e essa diferença é captada e amplificada por um amplificador de instrumentação INA 129 da *Burr-Brown*, logo após passar por um segundo estágio de amplificação em um componente PSoC (*ProgrammableSystemonChip*), configurado como um amplificador de ganho programável (PGA), o sinal é filtrado por um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem.

Na Figura 5 pode-se observar uma foto da aplicação prática do dinamômetro biomédico, onde é testada a força dos músculos flexores profundos que se inserem nas últimas falanges dos dedos e com isso a força de aperto sugerida a um paciente com doença de Parkinson.

Ibec Risap

Figura 5- Foto da possibilidade de aplicação do dinamômetro para teste de força palmar em pacientes.

Para validar o equipamento em teste, além das medidas realizadas com pesos conhecidos também foram verificados testes com dez pessoas normais, para que posteriormente haja a adequabilidade e possibilidade da utilização do mesmo em pacientes com a doença de Parkinson.

2.1 Circuito de interfaceamento com placa de aquisição de dados

Utilizou-se uma placa 6025-E da National Instruments. Esta placa possui recursos funcionais para aquisição de dados de sensores. Para gerenciar o funcionamento deste circuito de interfaceamento, utilizou-se o programa LabVIEW. Este programa possibilita que o programador utilize ferramentas gráficas, ou seja, programação em blocos, que torna o programa de fácil compreensão, de forma a incentivar a programação em seu ambiente.

A placa pode ser configurada para operar com canais de entradas e saídas de sinais analógicos e digitais, além de ser possível configurar a taxa de amostragem e os valores máximos de tensão suportados pelos canais. Após a configuração dos canais, os programas podem ser desenvolvidos com o uso de estruturas em laço, ferramentas matemáticas, além de confecção de telas gráficas e outras formas, para facilitar a visualização dos dados e/ou resultados pelo usuário do programa. Os dados também podem ser armazenados em memória, visando posterior análise. Foi desenvolvido um banco de dados, com ferramentas do LabVIEW, onde são armazenados os dados dos pacientes, profissionais, avaliadores e os resultados dos testes de avaliação de forças exercidas pelas mãos dos pacientes. Foram criadas telas gráficas amigáveis visando facilitar a avaliação dos médicos e terapeutas, assim como a análise dos resultados obtidos.

3. Resultados e discussão

3.1 Caracterizações do Dinamômetro

A calibração estática do dinamômetro foi realizada aplicando-se pesos conhecidos, inicialmente em ordem crescente, e depois em ordem decrescente de pesos, na faixa de 0 a 500 N. Os pesos foram medidos com uma balança de precisão Marte, modelo AS500C, com carga máxima de 5 kg e resolução de 0,01 g e com uma balança Toledo, com carga máxima de 25 kg e resolução de 5 g. As medidas foram ajustadas para unidades de força, multiplicando pelo valor da aceleração da gravidade (9,8 m/s^2). Para cada peso foram realizadas três medições com o dinamômetro.

Na Figura 6 são apresentadas as respostas do dinamômetro para pesos crescentes, decrescentes e a curva média. Observa-se que a resposta foi linear e com histerese diminuta. O coeficiente de determinação foi de 0,9999 e a histerese calculada foi de 0,79%. A sensibilidade do sistema é 7,0 mV/N. A resolução do dinamômetro é limitada pela resolução do conversor AD da placa de aquisição utilizada, que no caso do LabVIEW é de 12 bits, logo pode-se obter uma resolução de 0,05 N.

Iberisaúde

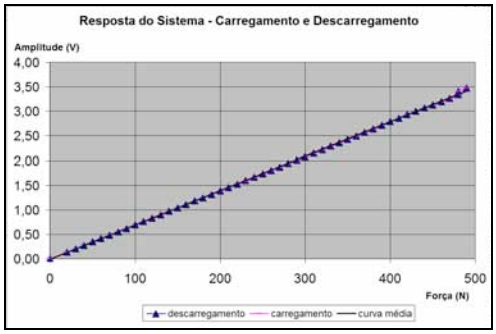


Figura 6- Resposta do dinamômetro.

Na Tabela 1 são apresentados resultados do experimento realizado para se determinar a precisão do dinamômetro. A precisão do equipamento na medição da força de 146,7 N foi de 0,54 %, após 10 medições.

Características	
P (%)	0,54
R	0,99
S (mV/N)	7,00
RE (N)	0,05

Tabela 1. Características estáticas do dinamômetro. P: Precisão; R: Coeficiente de Correlação; S: Sensibilidade; RE: Resolução.

3.2 Circuito de interfaceamento com placa de aquisição de dados

Foi desenvolvido em LabVIEW um programa denominado de Programa de Teste de Força Muscular (PROTEFORM). Através deste programa o profissional de saúde pode cadastrar pacientes, realizar avaliações, gravar os testes de avaliações realizados, registrar a variação da força exercida em função do tempo, registrar a evolução do tratamento, do desempenho do paciente e estabelecer metas. Com estas funções é possível adequar e adaptar o protocolo de avaliação funcional com os pacientes da doença de Parkinson. Na Figura 7 é apresentada uma tela denominada Exame, através da qual o profissional de saúde inicia o teste de avaliação da força de preensão ou de provas e funções; através da mesma é possível visualizar a variação da força máxima em função do tempo, normalmente durante 5 s, com este tempo adequado não haverá risco da musculatura entrar em processo de fadiga, conforme estudos já realizados pela Fisiologia [3]. É possível também apresentar a força média exercida pela mão do paciente no período mencionado.

Iberdiscap

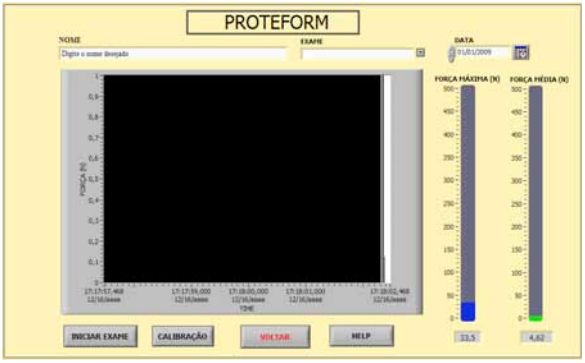


Figura 7- Tela de exames de testes de força muscular com força máxima e média.

4. Conclusões e trabalhos futuros

Os moldes desenvolvidos para testes de apertos e funcionalidades das mãos torna o dinamômetro biomédico inédito e aplicável para medição das forças exercidas pelos diferentes músculos existentes nas mãos. Para desenvolvimento e construção destes moldes foram realizados estudos sobre estruturas anatômicas e topográficas das mãos, levando em conta a aplicação em pacientes com Parkinson, onde, nos quais, pode-se verificar a perda funcional devido aos mesmos apresentarem como sintoma a bradicinesia, que está intimamente associada com limitações funcionais importantes como a perda da velocidade de movimento, da força eda coordenação motora.

Os moldes desenvolvidos para este dinamômetro possuem a finalidade de testar a musculatura intrínseca das mãos, que esta acometida e fraca,fazendo com que esta fique em um padrão de deformidade e não funcional.

O dinamômetro biomédico implementado está de acordo com a teoria dos extensômetros metálicos e através dos resultados apresentados é possível notar sua adequabilidade aos acometidos pelo parkinsonismo. Pode-se assim observar que este equipamento está em excelentes condições para iniciar testes, melhorando a avaliação e promovendo uma boa evolução nas condutas adequadas aos possíveis tratamentos propostos.

A sugestão de trabalhos futuros seria a aplicação dos testes em pacientes com doença de Parkison para estabelecer tratamento e verificação de sua eficácia através de um protocolo de avaliação qualitativo e quantitativo.

Agradecimentos

Agradecemos às agências de fomento CNPq e CAPES pelasconcessões dos auxílios financeiros.

Referências

[1] TERAOKA, T. **Studies on the Paculiarity of Grip Strength in Relation to Body Positions And Aging.**Kobe j méd Sci. 1979; 25: 1-177

[2] BALOGUM, J. A. et al. (1991) "**Grip strength: effects of testing posture and elbow position.**" Arch Phys, Medical Rehabilitation, n. 72, p. 280-283.

[3] KAPANDJI, I. A. (1990). "**Fisiologia Articular**.", 2 ed., São Paulo: Editora Manole Ltda.

Iberoisap

[4] DOS SANTOS, E. A. (2009). Dinamômetro Biomédico para Avaliação Funcional das Mãos. Dissertação de mestrado. UNESP, Ilha Solteira - SP.

[5] SANCHES, M. A. A. (2007). Sistema Microcontrolado para Medição de Forças na Região Plantar e nos Membros Superiores de Pacientes. Dissertação de mestrado. UNESP, Ilha Solteira - SP.

[6] KYOWA, Sensor System Solutions. Disponível no site: http://www.kyowaei.co.jp/english/index_e.htm. Acesso em 2008.

Iberdiscap

Análisis cinemático de un sistema robótico dual para rehabilitación de miembro superior

R. Morales[1], F.J. Badesa[1], A: Úbeda[1], J.M. Sabater[1], N. García[1], J.M. Azorín[1], C. Cifuentes[2], L.E. Rodriguez[2]

[1]Universidad Miguel Hernández, Laboratorio de Robótica y Realidad Virtual: Avda. Universidad s/n, Elche,España, +34 96 665 8426, { rmorales,fbadesa, j.sabater, nicolas.garcia, jm.azorin}@umh.es

[2] Escuela de Ingeniería Julio Garavito,Bogotá, Colombia, cacifuentes@gmail.com, luis.eduardo@escuelaing.edu.co

iberoscap

Resumen.

Los sistemas robóticos para rehabilitación neuromuscular han demostrado su utilidad, y abren un camino para su utilización clínica. El presente trabajo presenta el análisis cinemático de un nuevo sistema robótico formado por dos brazos robóticos y diseñado para la rehabilitación propioceptiva del miembro superior. La característica principal de este sistema es la utilización de nuevos actuadores neumáticos que otorgan un aspecto de seguridad debido a la naturaleza del aire. Se presenta la metodología utilizada y los resultados que muestran que el sistema dual es capaz de realizar los movimientos típicos que un fisioterapeuta realiza durante la rehabilitación mediante el método Kabat. Finalmente se muestran las primeras pruebas realizadas con el prototipo experimental diseñado.

Palabras clave: rehabilitación robótica, PFN, actuadores neumáticos, cinemática.

1. Introducción y contenidos

La rehabilitación física de los pacientes con parálisis de un lado del cuerpo (hemiparesia espástica) es un desafío muy complejo. La parálisis puede estar provocada por varias causas, entre ellas la hemorragia cerebral o infarto (apoplejía), traumas, tumores, esclerosis múltiple y defectos congénitos. La causa más común es la apoplejía, que puede producir daños permanentes y es uno de los trastornos neurológicos más comunes en Europa, con un 80 % de supervivientes que presentan importantes daños neurológicos y un 31% que necesitan ayuda en las actividades de cada día. En la Unión Europa (UE), la incidencia media está entre 150 y 400 casos por cada 100.000 habitantes. En Asia Central y en los nuevos estados independientes de la antigua Unión Soviética, el índice de incidencia es 600, mientras que en Estados Unidos es 214. Es necesario mejorar la asistencia médica de estos pacientes, no sólo en el campo de una terapia intensiva, sino también en la rehabilitación. Los pacientes apopléticos responden positivamente al movimiento pasivo de sus miembros dañados: es posible reejercitar el cerebro y lograr un cierto grado de recuperación funcional. En el caso de los miembros superiores, el movimiento pasivo implica la intervención de un fisioterapeuta que agarra el codo y la muñeca del paciente y flexiona repetidamente el brazo durante 40 - 45 minutos. Para conseguir una rehabilitación eficaz se debe hacer este ejercicio pasivo dos veces al día durante un período mínimo de un mes, seguido de varios meses de ejercicio activo, en

combinación con el trabajo activo del fisioterapeuta. A menudo no son posibles estos niveles de atención, pero incluso si los pacientes tienen fácil acceso a fisioterapeutas bien formados, los tratamientos se podrían mejorar con la ayuda de robots.

El objetivo de este trabajo es presentar el análisis cinemático de un sistema robótico dual formado por dos brazos robóticos. El sistema está diseñado para ayudar en los procesos de rehabilitación neuromuscular de pacientes con hemiparesia espástica.

Una descripción más detallada de la problemática a resolver y de la metodología PFN (método Kabat) puede encontrarse en [1].

En la figura 1 pueden verse dos representaciones del sistema robótico dual estudiado en este trabajo. Como puede verse, el sistema permite la realización de ejercicios de rehabilitación en posición de supino y de sedestación, emulando los ejercicios que se realizan en la aplicación del método Kabat.

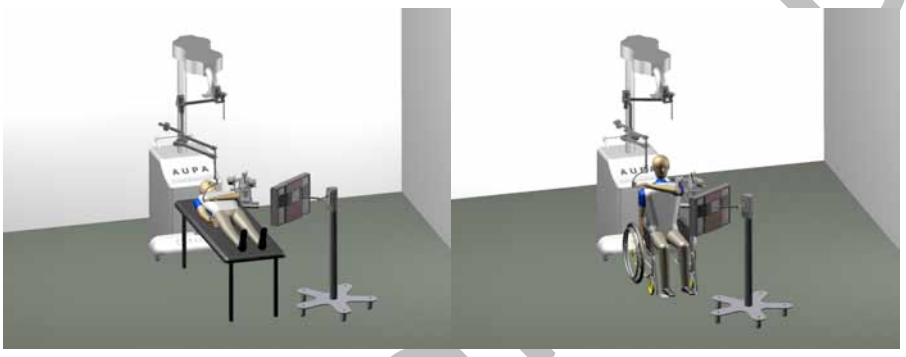


Figura 1. Imágenes virtuales del sistema robótico trabajando en posición de supino y de sedestación

El sistema está compuesto por dos brazos robóticos (mostrados en la figura 2), de 3 grados de libertada activos (3 gdl) cada uno y una interfaz de usuario y de realidad virtual. El primer brazo está situado en la parte superior del sistema, y consiste en un sistema de configuración scaraplanar y un paralelogramo que proporciona el movimiento en el eje z. A este brazo se le pueden acoplar diferentes efectores finales, cuya misión es sujetar el brazo del paciente por la muñeca del mismo.

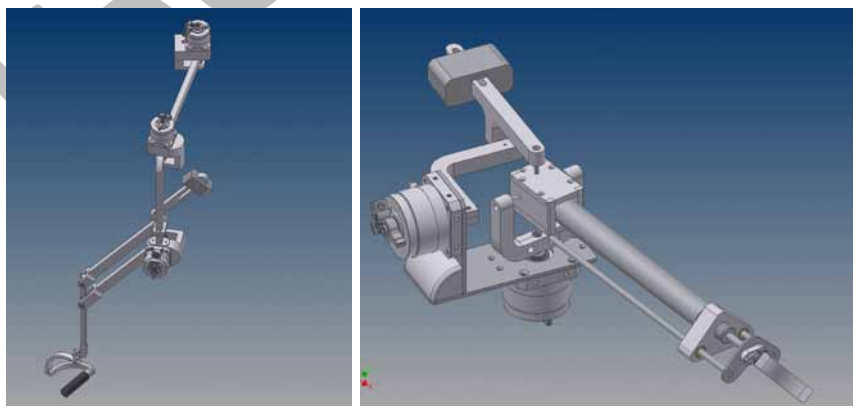


Figura 2. Vista CAD de los brazos 1 y 2 del sistema robótico

El segundo brazo robótico se encuentra en la parte baja del sistema, y está formado por una configuración cinemática tipo RRP (R=rotacional, P=prismática) de forma que las dos primeras rotaciones forman una junta universal actuada, [2], y la articulación prismática está formada por un cilindro neumático controlado en posición y fuerza. El efector final de este brazo robot sujeta el brazo del paciente a la altura entre el hombro y el codo.

La interfaz de usuario se encuentra en el PC táctil de 23" colocado sobre un soporte móvil individual.

2. Metodología

Para el análisis de la cinemática del sistema se presentan 3 apartados:

2.1. Espacio de trabajo objetivo

Un dato imprescindible para el diseño de un sistema robótico es el espacio de trabajo que tiene que cubrir. En el caso de este trabajo, y como ya se ha comentado, se va a diseñar un sistema robótico para rehabilitación de miembro superior basado en el método Kabat.Lo que se pretende conseguir con el sistema robótico a diseñar, es que sea capaz de captar del fisioterapeuta y repetir una serie de movimientos, basados en los movimientos cotidianos de la vida diaria, que se pueden resumir en dos diagonales que tienen como punto de rotación el hombro. En la Figura3, se puede observar una simulación de las trayectorias que debe seguir un brazo para hacer las diagonales D1 y D2 basadas en el método Kabat. Estos datos fueron obtenidos de datos reales de diagonales realizadas por fisioterapeutas expertos en la aplicación de este método. Para la obtención de la diagonal, se ha utilizado un sistema de captación de movimiento mediante cámaras infrarrojas para poder captar la trayectoria que debe seguir la mano y codo del paciente a la hora de realizar una diagonal mediante el método de Kabat. El sistema se compone de seis cámaras infrarrojas distribuidas alrededor de toda la estancia y de un traje con bolas reflectantes a lo largo de todo el brazo.

Para transformar las coordenadas de la mano y del codo a lo largo de la trayectoria se ha hecho uso del software ARENA de *Natural Point*.

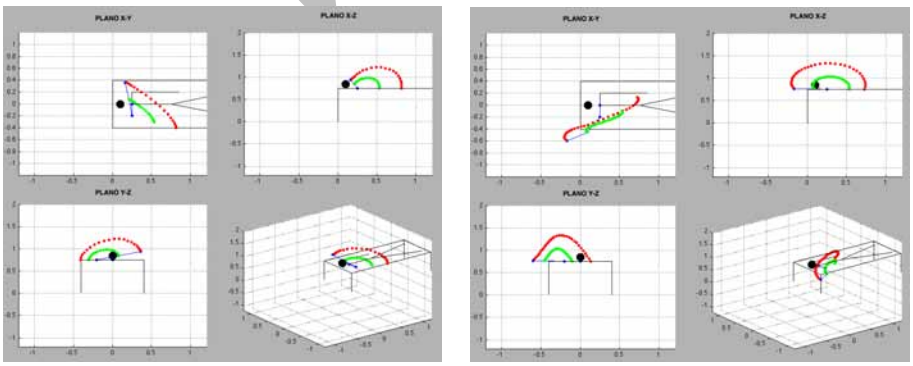


Figura3 Trayectorias (rojo = muñeca del paciente, verde = brazo del paciente) de las diagonales D1 y D2 durante la realización de la rehabilitación

En esta imagen se muestra en color rojo la trayectoria que ha de seguir la mano, y en verde la trayectoria que ha de seguir el codo. Se muestran estas dos trayectorias ya que el fisioterapeuta cuando realiza este tipo de terapias sujeta y guía al paciente por estos dos puntos. Estos serían los puntos del paciente que estarían en contacto con los dos brazos del sistema robótico que se está diseñando.

2.2. Cinemática del brazo 1

Para el análisis cinemático del brazo 1 se ha utilizado el esquema alámbrico de la figura 4. Esta solución se basa en la utilización de módulos neumáticos giratorios como actuadores de las articulaciones. La restricción de amplitud de giro de estos actuadores es de 270º, por lo que se han de respetar esta restricción a la hora de analizar los movimientos articulares de este brazo. La formulación utilizada ha sido el convenio clásico de Denavit-Hartenberg, y las herramientas software explicadas en [3]

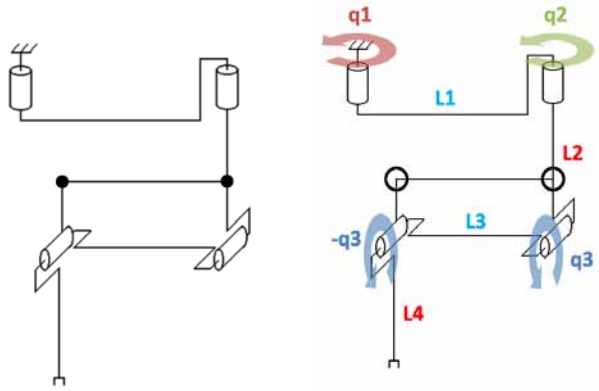


Figura4. Esquema cinemático del brazo 1

	θ	d	a	α
1	q1	0	L1	0
2	q2	-L2	0	π/2
3	q3	0	-L3	0
3'	-q3	0	0	π/2

Tabla 1. Parámetros DH del brazo 1

Solución cinemática directa	Solución cinemática inversa
$x = L_3 Cq_3(Sq_1 Sq_2 - Cq_1 Cq_2) + Cq_1 L_1$ $y = L_3 Cq_3(Cq_1 Sq_2 + Sq_1 Cq_2) + Sq_1 L_1$ $z = -L_3 Sq_3 - L_4 - L_2$	$q_3 = \arcsin\left(-\frac{z + L_4 + L_2}{L_3}\right)$ $q_2 = \arccos\left(\frac{r^2 - L_1^2 - L_3'^2}{-2 \cdot L_1 \cdot L_3'}\right)$ $q_1 = \arctan\left(\frac{y - y_0}{x - x_0}\right) + \arcsin\left(\frac{L_3' \cdot \sin(q_2)}{r}\right)$

Tabla 2. Solución cinemática brazo 1

Iberdisc

2.3. Cinemática del brazo 2

Para el análisis cinemático del brazo 2 se ha utilizado el esquema alámbrico de la figura 5.

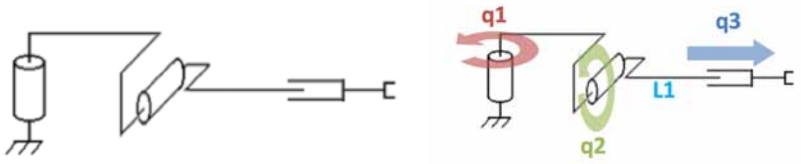


Figura5. Esquema cinemático del brazo 2

	θ	d	a	α
1	q1	0	0	π/2
2	q2+π/2	0	0	π/2
3	0	L1+q3	0	0

Tabla 3. Parámetros DH del brazo 2

Solución cinemática directa	Solución cinemática inversa
$x = (L_1 + q_3) \cdot Cq_1Cq_2$ $y = (L_1 + q_3) \cdot Sq_1Cq_2$ $z = (L_1 + q_3) \cdot Sq_2$	$q_3 = \sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + (z-z_0)^2} - L_1$ $q_2 = \arcsin\left(\frac{z-z_0}{L_1+q_3}\right)$ $q_1 = \arctan\left(\frac{y-y_0}{x-x_0}\right)$

Tabla 4. Solución cinemática brazo 2

3. Resultados y discusión

3.1. Análisis cinemático

En primer lugar se utilizó un programa desarrollado en Matlab®, donde se definieron las amplitudes de giro de cada articulación y la posición del robot en relación con el paciente. En este programa se representaron las diagonales D1 y D2 obtenidas en la sección 2.1. En la misma representación gráfica, y utilizando las ecuaciones de la solución de la cinemática directa de los brazos, se obtuvo un diseño que fuera capaz de cubrir todos los puntos de D1 y D2.

El programa permite variar los parámetros de diseño del robot (longitudes de los eslabones, ángulos de los actuadores, etc.) de forma que se encuentra una solución válida y que cubre todo el espacio objetivo. El aspecto de esta interfaz software puede observarse en las figuras 6 y 7, donde se representa el espacio de trabajo del brazo 1 junto con los puntos de la diagonal D1 y el espacio de trabajo del brazo 2 junto con los puntos de la diagonal D2.

iberdiscap

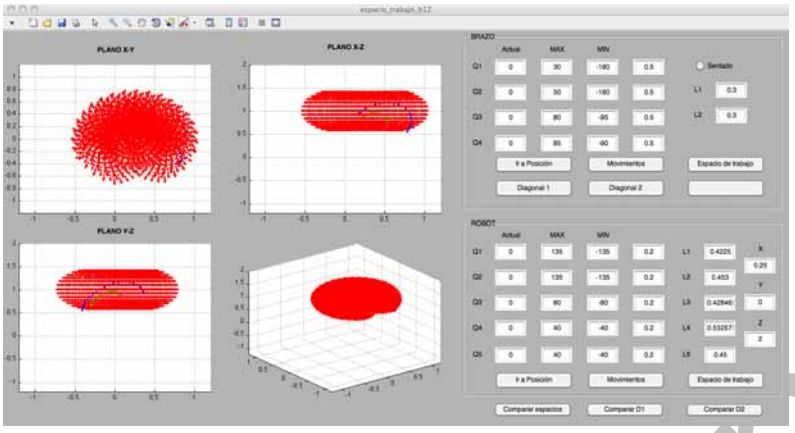


Figura6. Diagonal D1 y espacio de trabajo del brazo 1

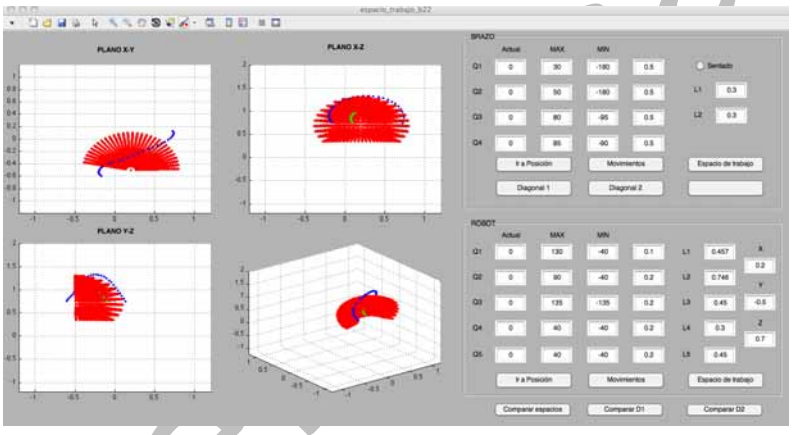


Figura7. Diagonal D2 y espacio de trabajo del brazo 2

3.2. Prototipo del sistema robótico dual

Una imagen del primer prototipo del sistema robótico es la mostrada en la figura 8. En ella se puede observar los dos brazos robóticos y la interfaz de usuario. El sistema está diseñado de forma que tanto el brazo 1 como el brazo 2 pueden colocarse en una configuración izquierda o derecha, permitiendo en cada caso la rehabilitación del miembro superior izquierdo o derecho del paciente.

Figura8. Primer prototipo del sistema robótico

Figura9. Prototipo en posición de supino y de sedestación

En la figura 9 se puede observar el prototipo trabajando con un usuario en la posición de supino y de sedestación. En la actualidad, el sistema contempla la repetición autónoma de las diagonales D1 y D2 que el robot "graba" durante la primera realización de las mismas por parte del fisioterapeuta (figura 9 – izquierda). Además, se han implementado varias pequeñas aplicaciones-juegos de realidad virtual con la interacción de realizar actividades de la vida diaria (ADL) interactuando el usuario con el robot, de forma que éste puede configurarse tanto para trabajar en modo asisitivo como resistivo.

4. Conclusiones y trabajos futuros

El presente trabajo ha mostrado la solución cinemática, utilizando métodos clásicos, de los dos brazos robot seriales que forman parte del sistema de rehabilitación de miembro superior diseñado en el seno del Laboratorio de Robótica y Realidad Virtual de la Universidad Miguel Hernández. Este prototipo se encuentra en la actualidad en fase de pruebas con pacientes y se están desarrollando mejoras tanto en el control de los accionamientos neumáticos como en el desarrollo de nuevas aplicaciones de realidad virtual que hagan más agradable para el usuario la utilización de un sistema robótico para ayuda en su rehabilitación.

Referencias

[1]F.J. Badesa, J.M. Sabater, L.M. Lopez, N.Garcia, R, Morales, L. E. Rodriguez-Cheu, "OPTIMIZACIÓN DEL DISEÑO DE UN SISTEMA ROBÓTICO DUAL PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS SUPERIORES MEDIANTE MÉTODO KABAT". IV Jornadas Iberoamericanas de tecnologías de apoyo a la discapacidad ISBN:978-84-613-5615-7. Vol. 1, , pp. 145-149, 2009.

[2] Éric Samson, Denis Laurendeau, Marc Parizeau, Sylvain Comtois, Jean-François Allan and Clément M. Gosselin, 2006, The agile stereopairfor active vision, Machine Vision and Applications Journal, Vol. 17, No. 1, pp. 32--50.

[3] R. Saltaren, JM Sabater, "Prácticas de robotica utilizando Matlab". Ed. Limencop, España, 2000.

Iberdiscap

Robot bio-cooperativo para asistencia en tareas de rehabilitación de los miembros superiores, utilizando señales fisiológicas del paciente

C. Rodríguez-Guerrero[1], J.C. Fraile[2], J.Pérez-Turiel[1], P. Rivera[1]

[1]Centro Tecnológico Fundación Cartif, Parque Tecnológico de Boecillo, P.205, 47151 Boecillo, Valladolid, España, tel. +34-983-546504, fax +34-983-546521, carrod@cartif.es, javier@cartif.es, pedriv@cartif.es

[2]ITAP - Universidad de Valladolid C/ Paseo del Cauce 59, 47011 Valladolid, España, tel.+34-983-423355, fax +34-983-423358, jcfraile@eis.uva.es

Iberdiscap

Resumen.

En neurorehabilitación, el primer objetivo de las terapias es mantener y restaurar los movimientos del miembro afectado (brazo o pierna). La base biológica de la restauración motora es la neuroplasticidad, que es la habilidad del cerebro de auto-adaptarse a condiciones nuevas, reorganizándo y construyendo nuevas sinapsis, suplantando las que se han perdido. Los últimos avances muestran que los resultados obtenidos con los métodos de rehabilitación basados en terapias asistivas altamente intensivas, orientadas a tareas, son muy superiores a los métodos tradicionales.

En este trabajo se presenta una primera aproximación para desarrollar y realizar las pruebas iniciales de una novedosa metodología de rehabilitación para pacientes con discapacidad de los miembros superiores (muñeca, brazo, hombro), utilizando un dispositivo robotizado que puede variar la intensidad de las terapias asistivas, regulando dinámicamente la cantidad de asistencia/resistencia entregada al paciente, en función de los valores de las señales fisiológicas de este (*biocooperación*). Estas señales se miden y se procesan "on-line", mientras el paciente realiza la terapia de rehabilitación asistido por el robot.

Palabras clave: Rehabilitación, robótica, biocooperación, señales fisiológicas, interfaz hombre-máquina

1. Introducción

La terapia robotizada ha demostrado ser ideal para la rehabilitación de pacientes que requieren tratamientos repetitivos y consistentes con los patrones fisiológicos naturales del ser humano. Varios grupos de investigación alrededor del mundo están desarrollando activamente dispositivos robóticos de asistencia para neurorehabilitación de miembros superiores e inferiores en pacientes que han sido victimas de un ACV (Accidente Cerebro Vascular). En la robótica moderna podemos detectar un considerable crecimiento en el desarrollo de sistemas que interactúan directamente con humanos. Debido a esto, las estrategias de control usadas en robótica convencional, tienen que evolucionar para adaptarse al

impredecible comportamiento humano. Para esto es necesario optimizar las estrategias de control, en términos de compatibilidad, ergonomía y adaptabilidad, en lugar de precisión o repetibilidad. El uso de dispositivos robóticos para rehabilitación ha probado ser una excelente herramienta que ayuda a administrar terapia física a pacientes que hayan sufrido daño neurológico producto de alguna lesión o enfermedad cerebral. Varios estudios han comprobado que la terapia de brazo tiene efectos positivos en el proceso de rehabilitación de pacientes victimas de un ACV [1]. En efecto, los médicos observan una reorganización de la médula espinal y del cerebro, que indican que el paciente aprende nuevamente a realizar movimientos habituales. En años recientes se han desarrollado terapias innovadoras, todas ellas con diferentes resultados según patologías específicas. Muchas pruebas médicas realizadas con el robot MIT-Manus [2] muestran que el entrenamiento robotizado puede mejorar significativamente los resultados clínicos. El sistema MIME [3] esta compuesto por un robot manipulador PUMA 560 que aplica fuerzas correctivas al brazo afectado durante una serie de movimientos dirigidos a objetivos. El sistema Gentle/s system [4], está basado en un robot háptico de altas prestaciones y en una serie de contrapesos que ayudan a reducir los efectos de la gravedad sobre los pacientes que están siendo tratados. Los sistemas modernos intentan adaptarse al humano mediante el enfoque de "asistencia a medida" ("*assist as needed*"). Desafortunadamente, muchas de estas técnicas se basan únicamente en medidas del desempeño motriz y no incluyen medidas directas sobre el propio sujeto. Es muy importante y prometedor incluir al paciente en el lazo de control para cubrir la brecha de incertidumbre existente en el sistema, y poder así brindar asistencia cuando se necesita, logrando un tipo de terapia mas centrada en el sujeto. Detectar estados psicofisiológicos por medio de señales confiables y robustas, mediante registros ambulatorios, no es una tarea fácil. Sin embargo, sensores novedosos, investigaciones recientes y nuevas tecnologías, nos podrían dar las herramientas necesarias para abordar mejor un nuevo campo en la ingeniería, en donde las maquinas se manejen, o adapten en respuesta a diferentes estados emocionales humanos, permitiendo así una mejor interacción hombre maquina.

2. Descripción del robot biocooperativo

El sistema consta de un robot Staübli RX90 equipado con un sensor de fuerza/par JR3 (8 Khz) montado sobre el efector final. Por medio de este conjunto, podemos obtener información cinemática del conjunto hombre robot acoplados, y las fuerzas y pares de interacción entre ellos (Figura 1).

Figura 1. Robot biocooperativo de asistencia para tareas de rehabilitación de los miembros superiores, en el laboratorio del centro tecnológico Cartif

El sistema Biopac MP 150 mide y registra las señales fisiológicas del paciente "on-line". Utiliza 16 canales analógicos, con periodos de muestreo configurables. Las señales fisiológicas medidas son: Electrocardiograma (ECG), a partir del cual se obtiene el ritmo cardiaco (HR – *Heart Rate*) y respuesta galvánica de la piel (SCR - *Skin Conductance Response*).

Iberdiscon

El sistema robotizado biocooperativo dispone también de varios pulsadores para parada de emergencia. Uno de ellos se ha colocado junto al fisioterapeuta que debe supervisar las tareas de rehabilitación, y otro se ha colocado junto al paciente. También se han programado en el robot "barreras virtuales" que permiten mantener al robot alejado de sus "puntos singulares", para evitar aceleraciones bruscas indeseadas en los movimientos del robot durante la realización de las terapias de rehabilitación.

Finalmente, se dispone de dos pantallas como interfaces visual. En una de ellas el fisioterapeuta interacciona con la aplicación de rehabilitación diseñada, modifica parámetros, visualiza señales fisiológicas del paciente y almacena los datos de la rehabilitación que realiza el paciente. La otra pantalla es para el paciente. En ella puede ver, en tiempo real, el grado de consecución de los objetivos de la terapia que está realizando, a la vez que le sirve como estímulo y autoestima para intentar conseguir mejores resultados.

En la figura 2 podemos ver los principales componentes del robot biocooperativo y el flujo de datos del sistema. Nuestro sistema robotizado constituye una plataforma de investigación, y por ello, se muestrean y almacenan gran cantidad de datos y señales del paciente y del robot.

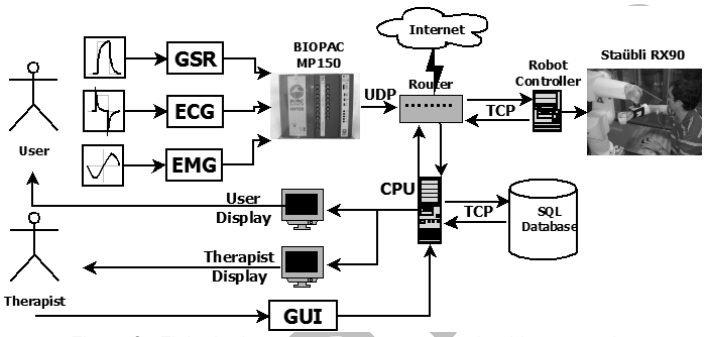


Figura 2. Flujo de datos y componentes del robot biocooperativo

Todos los datos y señales son filtrados, procesados y almacenados en una base de datos SQL, de tal modo que sean fácilmente accesibles para análisis posteriores.

3. Control del robot biocooperativo

Los dispositivos y tareas de rehabilitación clásicas se enfocan en guiar al humano sobre una acción predeterminada, que generalmente no suele contemplar las intenciones del paciente. Idealmente, las terapias deben ser intensas [5] y recompensadas por medio de realimentación basada en el desempeño [6]. Trabajos previos en rehabilitación sugieren que la recuperación motriz es un proceso de aprendizaje, y que hacer que la terapia se mantenga mas cerca de las habilidades del paciente puede mejorar significativamente los beneficios de las terapias

Debido a la naturaleza interactiva de los robots de rehabilitación, se debe buscar una estrategia de control que mezcle control de posición y fuerzas. Hogan [7] propuso originalmente el control de impedancia como marco de trabajo para el diseño de aplicaciones robotizadas que involucren algún tipo de interacción y contacto con el entorno. El control de impedancia se utiliza frecuentemente en la actualidad para el control de dispositivos hápticos y robots compatibles con la interacción humana directa.

Ibero.p

La figura 3 muestra el diagrama de bloques del esquema de control propuesto para regular la asistencia al paciente en nuestro robot biocooperativo. El robot es capaz de aplicar varios tipos de terapias de rehabilitación (ver apartado 4). Cada modo de rehabilitación demanda una estrategia de control diferente, que depende básicamente del estado del programa de rehabilitación en que se encuentre el paciente, y del grado de asistencia requerida por cada individuo según su patología.

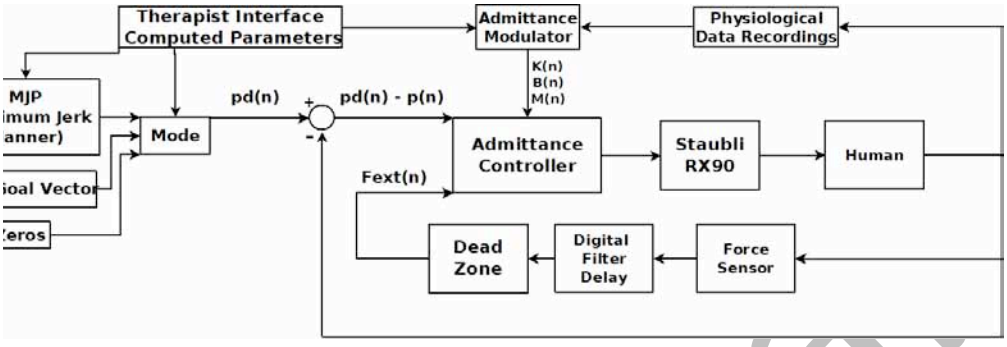


Figura 3. Diagrama de bloques del esquema de control propuesto para regular laasistencia al paciente en función de las señales fisiológicas medidas del sistema nervioso autónomo del paciente

El controlador de admitancia que se muestra en el figura 3 permite que el robot Staübli se comporte como un dispositivo háptico, y de este modo, es más compatible su interacción con el humano [8].

La integración de medidas fisiológicas del paciente en el ciclo de control como señal de realimentación, es un enfoque nuevo y prometedor para maximizar la eficiencia e intensidad de las terapias, manteniendo estas lo más cerca posible de las capacidades del paciente en todo momento. Como se puede apreciar en el diagrama de bloques de figura 3, usamos las señales fisiológicas del paciente para modificar los parámetros que caracterizan el controlador de admitancia, y así adaptar la "asistencia / resistencia" que proporciona el robot al paciente, en función del estado del paciente

En la actualidad no existe un método estricto en procesamiento de señales para detectar estrés, cansancio, o placer en la ejecución de la tarea. Sin embargo, al medir las respuestas fisiológicas inducidas por el sistema nervioso autónomo: respuesta galvánica de la piel (SCR - *Skin Conductance Response*) y ritmo cardíaco (HR - *Heart Rate*), e incluso la respiración, podemos tener una idea del estado psicofisiológico del paciente en un momento dado, para luego poder ajustar el robot biocooperativo de modo que siempre esté regulado dentro de una región que mantenga al sujeto motivado, y de este modo obtener mejores resultados en las terapias.

La señal fisiológica que hemos tratado en profundidad ha sido el electrocardiograma (ECG). El ritmo cardiaco (HR) nos indica la necesidad de oxigeno del paciente en cada instante. Por lo tanto, cambios en el ritmo cardiaco nos proporcionan información del esfuerzo físico hecho por el paciente en cada instante de realización de su terapia de rehabilitación.

El HR es extraído de la señal en bruto de ECG, eliminando la señal de base BLW (*Base Line Wandering*) que usualmente viene como ruido producido por la dilatación torácica causada por la respiración, y que suele estar entre los 0.15Hz y 0.3Hz. Debido a que el algoritmo está pensado para ser usado en línea, debe ser ligero y suficientemente robusto para detectar intervalos R-R en presencia de altos niveles de ruido electromiográfico causado por el trabajo sobre el "*pectoralis major*" durante los ejercicios. Para el procesamiento de la señal, comenzamos por aplicar un filtro FIR pasa altos que se encarga de remover la BLW. Luego se calcula un umbral dinámico como un porcentaje de la media del máximo global de la señal hasta la última muestra capturada. Finalmente, usamos una ventana de tiempo que nos permite omitir la

detección de los eventos R por un periodo de tiempo tal que las ondas S y T desaparezcan, y por lo tanto, evitar el mayor ruido electromiográfico indeseado posible. Para calcular esta ventana, usamos la ecuación (1) para hallar una estimación del nivel máximo de HR posible para cada paciente individualmente, basado en la relación no lineal dada por [9]:

$$HR_{max} = 191.5 - 0.007x\ age^2 \qquad (1)$$

Finalmente, asumimos un valor del 85% del Hr_{max} como tiempo suficiente para evitar detecciones R.

$$Ventana = 0.85\frac{60}{HR_{max}} \qquad (2)$$

En la figura 4 podemos observar las etapas del procesamiento de esta señal de ECG.

4. Modos de rehabilitación implantados en el robot biocooperativo

El sistema es capaz de entregar tres tipos de terapia. Cada modo de rehabilitación demanda una estrategia de control diferente, que depende básicamente de en qué estado del programa de rehabilitación se encuentre el paciente, y del grado de asistencia requerida por cada individuo según su patología.

4.1. Modo Guiado

El modo guiado consiste en reproducir ejercicios de rehabilitación repetitivos, similares a los que el paciente puede realizar con la ayuda de un fisioterapeuta, en donde la mano del sujeto es guiada hacia un objetivo varias veces de manera repetitiva. Este modo consiste en una serie de sesiones repetitivas de tipo "sigue el camino", en donde la mano del paciente es guiada por el robot sobre una serie de trayectorias de "minimum jerk", gracias a la acción de elementos virtuales de naturaleza viscoelástica. Este modo se utiliza para pacientes que se encuentran en el estado más crítico de la terapia: elevada discapacidad y capacidades motrices del miembro afectado casi nulas. Es bien conocido que los movimientos orientados a tareas pueden mejorar la fuerza muscular y la coordinación de movimientos en pacientes con discapacidades neurológicas [10].

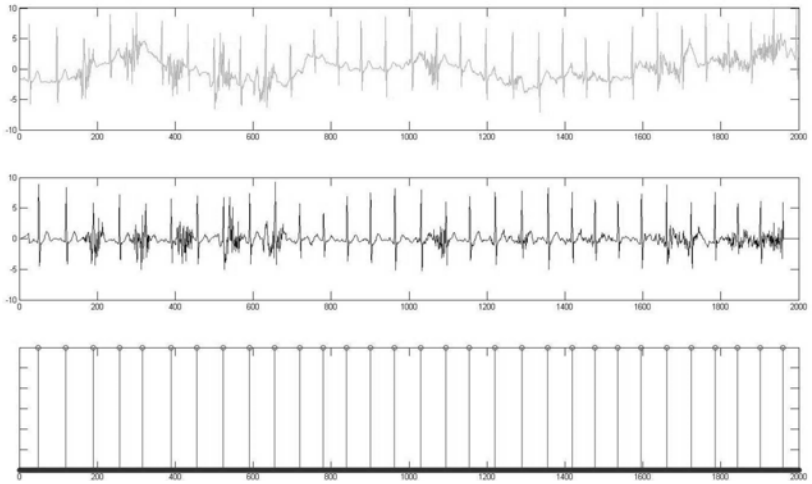


Figure 4. Detección "on-line" de intervalos R-R en presencia del ruido de la respiración y ruido electromiográfico a) ECG puro. b) ECG filtrado. c) Eventos R

4.2. Modo túnel

El modo túnel consiste en un enfoque orientado a tareas en el que el paciente debe alcanzar un objetivo indicado en la pantalla interface. La terapia involucra movimientos repetitivos que demandan habilidad del paciente, y que además deben estar orientados a resolver déficit específicos del paciente.

En este modo, el robot ejerce fuerzas correctivas mediante resortes virtuales que forman un elipsoide elongado alrededor de la trayectoria que define la tarea. De este modo, las fuerzas ejercidas por el robot serán mayores en la dirección perpendicular a línea de la tarea, y débiles, nulas o variables en dirección del objetivo, dependiendo de los parámetros del controlador de admitancia.

4.3. Juego de rehabilitación virtual

El juego de rehabilitación virtual, consiste en una serie de ejercicios orientados a capturar objetos que van cayendo desde la parte superior de la pantalla interface. El juego es ajustable desde el punto de vista háptico, ya que cambiando los valores de los tensores de admitancia mecánica en el controlador del robot biocooperativo, se crea un túnel de fuerzas que permite corregir las desviaciones de la trayectoria imprimiendo fuerzas perpendiculares al eje de desplazamiento, y fuerzas asistivas en la dirección en la que se espera que el paciente realice el movimiento propio del juego. La dificultad del juego es ajustable "on-line", adaptando los parámetros de fricción viscosa, la velocidad de caída de los objetos, la frecuencia de creación de los mismos, y la máxima distancia horizontal entre ellos.

Una fuerza asistiva se aplica en la dirección de movimiento deseado, logrando que la dificultad del juego sea adaptativa. Esta fuerza varía en función del "marcador" del juego virtual. Es decir, cuando el paciente es incapaz de capturar los objetos que caen, el sistema incrementa dicha fuerza asistiva, haciendo que sea más fácil para el paciente la captura de los objetos. Si por el contrario el paciente es capaz de realizar con facilidad la tarea, dicha fuerza disminuirá paulatinamente de modo que demande más esfuerzo por parte del paciente. De esta forma se logra que la terapia se adapte a las capacidades individuales de cada paciente.

5. Experimentación y resultados

Ocho personas de la fundación CARTIF, siete hombres y una mujer, entre 28 y 48 años (media: 35, std: 7,34) todos ellos sin antecedentes clínicos de deficiencias neuromotoras, participaron en dos sesiones del juego virtual. La primera de estas se realizó con la asistencia biocooperativa activada, mientras que en la segunda no se le proporcionaba asistencia. Los valores del ritmo cardiaco en estado de reposo para el grupo fueron medidos entre 65 y 78 bpm (media: 71 std: 4,41) y Hr_{max} fue calculado por medio de la ecuación (1). La dificultad del juego fue programada de tal manera que este demandase un esfuerzo físico considerable. Esto se logró variando la viscosidad del medio sobre la dirección de la tarea a un valor de (150N*s/m). El ambiente virtual también fue modificado de manera que la distancia horizontal máxima entre las gotas que caen fuera aumentando y disminuyendo aleatoriamente a lo largo del tiempo de terapia, comenzando con un cuarto de la pantalla, hasta la pantalla completa. De este modo aseguramos que la dificultad de capturar las gotas fuera lo suficientemente grande para que fuera muy difícil cogerlas sin ayuda háptica del robot. Al final de la prueba, se les pidió a todos los participantes completar un cuestionario correspondiente a sus experiencias comparando en términos de satisfacción/frustración y reto/dificultad presentes en las tareas.

El análisis de los cuestionarios reveló que todos los pacientes experimentaron una mejor relación de reto/satisfacción en la tarea donde la asistencia biocooperativa se encontraba activada, mientras que la otra fue descrita como casi igual de desafiante pero mucho mas frustrante.

Iberdiscap

6. Conclusiones y trabajo futuro

Parece ser que como efecto colateral de la reducción en el esfuerzo físico necesario para completar una tarea por medio de asistencia biocooperativa, se produce una mejora en la experiencia del usuario y por ende un aumento positivo en los niveles de valencia emocional del paciente, además de una reducción en los niveles de estrés. Esta característica usada de manera correcta podría llevar a terapias mejores y mas intensas, las cuales a su vez, pueden impulsar el proceso de plasticidad neuronal en el paciente. Nos encontramos trabajando ahora en un algoritmo de procesamiento en línea rápido y robusto para señales de SCR. Este podría darnos las herramientas necesarias para ajustar mejor la dificultad del juego y el nivel de asistencia háptica, al darnos una idea del estado "emocional" del paciente. Es necesario extender los procesos de validación para las observaciones realizadas en estos experimentos. Sin embargo, el enfoque promete ser lo suficientemente bueno para justificar su aplicación.

Referencias

[1] T. Platz, "[evidence-based arm rehabilitation–a systematic review of the literature]," Nervenarzt, vol. 74, no. 10, pp. 841–849, Oct 2003. [Online]. Available: http://dx.doi.org/10.1007/s00115-003-1549-7

[2] N. Hogan, H. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon, "Mitmanus: a workstation for manual therapy and training. i," in Proc. IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, 1992, pp. 161–165.

[3] P. Lum, C. Burgar, P. Shor, M. Majmundar, and M. V. der Loos, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper limb motor function after stroke," Arch. Phys. Med. Rehab, vol. 83, no. 7, pp. 952–959, 2002.

[4] P. van de Hel, B. Driessen, M. Oderwald, S.Coote, and E. Stokes, "Gentle/s: Robot mediated therapy for stroke patients in a virtual world makes exercising more enjoyable and effective," Assistive technology - added value to the quality of life AAATE'01, IOS Press Amsterdam, pp.

256–261, 2001.

[5] G. Kwakkel, R. van Peppen, R. Wagenaar, S. Wood, and C. Richards, "Effects of augmented exercise therapy time after stroke: a metaanalysis," Stroke, vol. 35, pp. 25–39, 2004.

[6] M. Cristea and M. Levin, "Improvement of arm movement patterns and endpoint control depends on type of feedback during practice in stroke survivors," Neurorehabil Neural Repair, 2007.

[7] N. Hogan. Impedance control: An approach to manipulation. Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 107:1–23, March 1985.

[8] C. Rodríıguez, J. Fraile, and J. Turiel, "Robot adaptive behavior to suit patient needs and enable more intensive rehabilitation tasks." in IEEE International Conference on Mechatronics, vol. 5, April 2009.

[9] D. Novak, J. Ziherl, A. Olensek, M. Milavec, j. Podobnik, M. Mielhj, and M. Munih, "Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke," IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering (in press), 2009.

[10] R. Riener, T. Nef, and G. Colombo. Robot- aided neurorehabilitation of the upper extremities. Medical and Biological Engineering and Computing, 43:2–10, 2005.

Iberdiscap

Iberdiscap

Análisis cinemático y simulación dinámica de una órtesis para la rehabilitación de la apoplejía

R. Cisneros Limón[1],[2], D. Hernández Cárdenas[2], R. Roldán Rodríguez[2] y J.M. Ibarra Zannatha[1]

[1]Departamento de Control Automático, Cinvestav: Av. IPN 2508 Col. San Pedro Zacatenco, Ciudad de México, Tel.: (+52 55) 5747 3795, Fax: (+52 55) 5747 3982

[2] Escuela de Ingeniería, Universidad La Salle: Benjamín Franklin 47 Col. Condesa, Ciudad de México, Tel.: (+52 55) 5278 9500, Fax: (+52 55) 5271 8585

E-mails:

rcisneros@ctrl.cinvestav.mx, david.de.hernandez@gmail.com, ruben.roldan.r@gmail.com, jibarra@ctrl.cinvestav.mx

iberdiscap

Resumen.

En este artículo se hace el análisis cinemático y la simulación dinámica del exoesqueleto de Maryland-Georgetown-Army (MGA), una órtesis tomada como base de este trabajo y que pretende en un futuro utilizar los resultados obtenidos para calcular datos útiles durante el proceso de rehabilitación de la apoplejía. Se pretende reproducir la estructura mecánica de esta órtesis para ser utilizada de manera pasiva; esto es, sin actuación y considerando únicamente percepción, con la finalidad de recabar en una computadora mediciones de utilidad que, junto con la cinemática y dinámica del mecanismo, ayuden al médico en el monitoreo del movimiento del paciente, y por ende, de su recuperación.

Palabras Clave: Rehabilitación, Apoplejía, Exoesqueleto, Cinemática, Dinámica

1. Introducción

En la actualidad una gran parte de la actividad en robótica aplicada a la terapia física se enfoca en la rehabilitación y reentrenamiento de pacientes que han sufrido apoplejía o algún daño en la médula espinal. Tres razones que motivan el gran interés en estas aplicaciones son: i) la gran cantidad de pacientes que padecen esos problemas médicos, ii) el alto costo de su rehabilitación y iii) los importantes logros que una rehabilitación intensiva tiene sobre estos pacientes gracias a la plasticidad dependiente del uso que muestra el sistema neuromuscular. La robótica también es de gran ayuda en terapias cognitivas de pacientes con daños neurológicos.

1.1. Apoplejía

La apoplejía se refiere a una obstrucción o rompimiento de vasos sanguíneos que aportan oxígeno y nutrientes al cerebro, la cual produce un cierto déficit en la capacidad de movimientos del paciente que sobreviven a estos eventos cardiovasculares. Aunque generalmente no es fatal, una obstrucción de un

vaso sanguíneo en el cerebro o en el cuello, llamado un ataque isquémico, es la causa más frecuente de un ataque al cerebro y es responsable de aproximadamente el 80 por ciento de los accidentes cerebrovasculares.

Estos bloqueos se originan por tres condiciones: la formación de un coágulo en un vaso sanguíneo del cerebro o del cuello llamado trombosis; el movimiento de un coágulo de otra parte del cuerpo como del corazón al cuello o al cerebro conocido como embolismo; o un estrechamiento severo de una arteria en el cerebro, o que conduzca al mismo, llamado estenosis. El sangrado en el cerebro o en los espacios alrededor del cerebro causa el segundo tipo de accidente cerebrovascular, llamado accidente cerebrovascular hemorrágico (derrame cerebral) [1].

Los pacientes con apoplejía presentan debilidad muscular en la mitad del cuerpo, tono anormal que se refleja en un incremento de la resistencia a movimientos pasivos de los miembros, mala coordinación de movimientos que se ve como una pérdida aparente en los grados de libertad controlados y disminución en la suavidad en las trayectorias, así como daños en la somatosensación que se materializan en una disminución del tacto o detectar el movimiento de algunas partes del cuerpo. Como daños secundarios ocurre la atrofia muscular, el acortamiento y endurecimiento de las fibras musculares poco utilizadas, o generando una reducción del rango pasivo de las articulaciones.

El sistema neuromuscular exhibe una plasticidad dependiente del uso; es decir, que el uso altera las propiedades de neuronas y músculos incluyendo sus patrones de interconexión y, por tanto, su función. Los procesos de neurorehabilitación explotan esta plasticidad para ayudar a los pacientes para que aprendan nuevamente a generar los movimientos perdidos o disminuidos como secuelas de enfermedades o daños neuromusculares. Sin embargo, su terapia es gran consumidora de tiempo y de mano de obra especializada y fuerte, lo que la convierte en prohibitiva para una gran cantidad de hospitales y pacientes.

De ahí el interés en que los robots se dediquen a este tipo de trabajo para el cual están bien capacitados:

Se trata de hacer movimientos repetitivos y de mantener esfuerzos considerables de manera constante y prolongada sin acusar cansancio ni fatiga. Así, la rehabilitación neuromuscular es una tarea típica para esta clase de automatismos.

1.2. Robots existentes para la rehabilitación del brazo

Uno de los prototipos más conocidos y utilizados para la rehabilitación del miembro superior es el MIT-MANUS aparecido en 1980, siendo el primero en haber sido probado clínicamente de manera muy amplia y en tener versiones comerciales exitosas. La compañía Interactive Motion, Inc. ofrece el MIT-MANUS, un robot planar de 2 grados de libertad (gdl) tipo SCARA con una estructura muy ligera y un controlador en impedancia que lo hace muy flexible [2]. Este robot permite movimientos en el plano con un amplio rango de fuerzas que no requieren de un control en lazo cerrado y una mecánica muy simple. MIT-MANUS permite practicar juegos de video muy sencillos. Este prototipo básico cuenta con accesorios para tener además movimientos verticales, giro del puño y el agarre, así como software que regula la fuerza que el dispositivo opone al paciente. Este dispositivo ha generado una gran cantidad de datos sobre la terapia de pacientes con apoplejía confirmando los beneficios en pacientes con apoplejía crónica, tanto en la modalidad de terapia con movimientos asistidos (el robot ayuda al paciente) como con movimientos resistivos (el robot opone resistencia al esfuerzo del paciente) [3].

El MIME (Mirror Image Movement Enhacer) es uno más de los numerosos sistemas de rehabilitación robotizada para miembros superiores. MIME utiliza un Puma 560 que asiste el movimiento del brazo de un paciente; el robot se acopla al brazo mediante una férula a la medida unida al robot mediante un conector diseñado y calibrado para que se rompa en caso de que las fuerzas de interacción excedan el umbral

Uerdisar

tolerado por el paciente. Los movimientos del paciente son más naturales con el MIME que con el dispositivo MIT-MANUS gracias a los 6 gdl del robot puma utilizado.

1.3. Nuestro proyecto

En el contexto del uso de robots en la rehabilitación neuromuscular de pacientes que han sufrido apoplejía estamos desarrollando este proyecto, el cual consiste en el desarrollo de una órtesis de brazo con 5 gdl pasivos equipada con sensores propioceptivos de posición angular y con sensores inerciales, los cuales deberán conectar con un mundo virtual interactivo (MVI) que se desarrollará en función de las rutinas de rehabilitación deseadas.

El sistema deberá tener la capacidad de evaluar el desempeño del paciente en cuanto a la precisión de sus movimientos, de su eficacia y de la fuerza generada por ´este en cada una de sus articulaciones. El MVI por desarrollar deberá permitir la realización de tareas sencillas en el plano horizontal (2D) o en el entorno completo (3D) del paciente (pintar paredes, hacer ensambles sencillos, etc).

En este trabajo se reporta el análisis cinemático de la estructura mecánica elegida para la órtesis, correspondiente al prototipo MGA, así como su simulación dinámica. Este trabajo es indispensable para construir el prototipo, instrumentarlo y utilizarlo en rutinas de terapia neuromuscular, incluída su evaluación.

1.4. Estructura del trabajo

Este trabajo se encuentra organizado de la siguiente manera:

En la sección II se hace la presentación del exoesqueleto MGA, modelo de nuestro proyecto. En la sección III se presenta su análisis cinemático y en la IV, el desarrollo de su modelo CAD y la correspondiente obtención de los parámetros dinámicos, los cuales se utilizan durante la simulación dinámica del mecanismo, presentada en la sección V. En la sección VI se describe cómo utilizar el análisis expuesto en nuestro proyecto y en la sección VII, las conclusiones y el correspondiente trabajo a futuro.

2. La órtesis Maryland-Georgetown-Army

El exoesqueleto de Maryland-Georgetown-Army (MGA), mostrado en la Figura 1, es una órtesis robótica desarrollada entre la Universidad de Georgetown y la Universidad de Maryland (College Park, Maryland) con el propósito de evaluar y rehabilitar patologías de hombro.

Consta de 5 grados de libertad activos más uno pasivo localizado en la muñeca. Los 5 grados de libertad activos se refieren a: tres articulaciones para la rotación del hombro, una para la flexión / extensión del codo, y una última para la elevación / depresión del omóplato.

El exoesqueleto es eléctricamente energizado y aprovecha los últimos avances en materia de actuadores para el desarrollo de un diseño ligero pero potente. Las articulaciones están equipadas con un motor de corriente continua sin escobillas a través de un tren engranes de impulsión armónica (harmonic drive), que es capaz de ejercer hasta

92N • m de par en el hombro [4].

Iberdiscap

El sistema de percepción consiste en codificadores montados en las articulaciones y en un conjunto de sensores de fuerza en el hombro, el codo y la muñeca para alimentar el sistema de control y así efectuar los protocolos para la rehabilitación deseada.

El exoesqueleto MGA fue desarrollado y pensado completamente para acoplarse a la morfología del hombro siguiendo uno a uno los movimientos naturales del brazo, para que de esta forma la rehabilitación resulte sumamente sencilla y capaz de aplicarse a cualquier paciente que tenga patología de hombro. Es importante recalcar que el exoesqueleto MGA incorpora una articulación extra para permitir la rotación de la escápula conjunta en el tórax. Esta rotación, en conjunto con la escapulohumeral (el hombro esférico), elevan de 10 a12 cm el hombro durante su aducción / abducción. Si bien este movimiento del húmero no puede ser importante para aplicaciones de realidad virtual, es esencial para la rehabilitación del hombro. Otro dispositivos tales como el brazo de la ESA Exoesqueleto también han incorporado en sus diseños este mecanismo [5].

Figura 1: Exoesqueleto MGA

Ibe cap

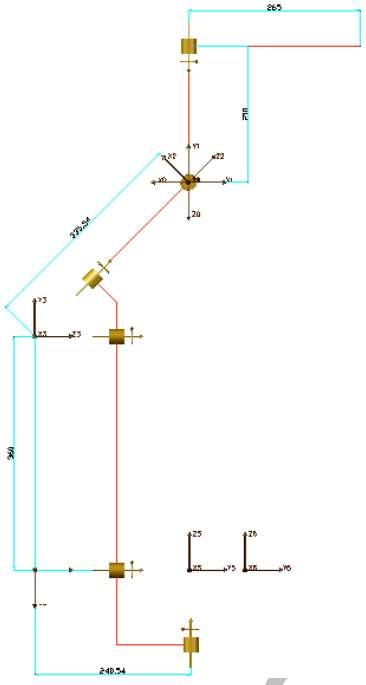


Figura 2: Diagrama Cinemático del Exoesqueleto MGA

3. Análisis cinemático de la órtesis

Para obtener la cinemática directa de esta órtesis es necesario construir su diagrama cinemático, el cual se muestra en diferentes vistas en la Figura 2. Las articulaciones son representadas por cilindros, los cuales incorporan una flecha que indica el movimiento positivo de dicha articulación. Cada eslabón posee un referencial derecho asociado, colocado de acuerdo a la metodología de Denavit-Hartenberg: El referencial asociado al eslabón i se coloca con su eje Zi coincidente con el eje de rotación de la articulación i + 1. El eje Xi se coloca en forma tal que sea mutuamente perpendicular a los ejes Zi y Zi+1 , los cuales no son paralelos ni se intersecan (skew lines).

Dichos ejes Xi representan eslabones virtuales en cuanto al modelo cinemático se refiere, y no yacen sobre los eslabones de la órtesis (mostrados como líneas en dichos diagramas), sino que se acoplan a la morfología del brazo del paciente.

Con base en el diagrama cinemático se construye la tabla de parámetros de Denavit-Hartenberg (Tablas 1 y 2): Cada fila de la Tabla 1 representa una matriz de paso Ai, formada de acuerdo a la ecuación (1).

$$A_i = \begin{bmatrix} c_{\theta_i} & -s_{\theta_i}c_{\alpha_i} & s_{\theta_i}s_{\alpha_i} & a_i c_{\theta_i} \\ s_{\theta_i} & c_{\theta_i}c_{\alpha_i} & -c_{\theta_i}s_{\alpha_i} & a_i s_{\theta_i} \\ 0 & s_{\alpha_i} & c_{\alpha_i} & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

Donde c□i := cos (□i) y s□i := sin (□i).

Iberdis-ap

Obtenidas todas las matrices de paso Ai se multiplican consecutivamente para obtener la matriz de transformación homogénea que representa la solución al problema cinemático directo.

Tabla 1: Parámetros de Denavit-Hartenberg para el Exoesqueleto MGA

Eslabón	□i	di	ai	□i
L1	180º + □1	0	0	-90º
L2	135º + □2	0	0	90º
L3	-90º + □3	L3	0	45º
L4	-90º + □4	0	L4	0º
L5	-90º + □5	L5	0	-90º
L6	□6	0	0	0º

Tabla 2: Distancias para el Exoesqueleto MGA

Eslabón	Distancia
L3	335.54
L4	360
L5	250.54

4. Desarrollo del modelo CAD y obtención de parámetros dinámicas

En esta sección se mostrará la manera en que se obtuvieron los parámetros necesarios para obtener el modelo dinámico de la órtesis, como son la masa, el tensor de inercia y el centro de gravedad de cada eslabón.

Cada eslabón fue modelado con ayuda de un software CAD, con el cual se obtuvieron los parámetros antes mencionados. Este software puede ser cualquiera; sin embargo, en este trabajo se empleó Inventor dado que permite colocar referenciales arbitrarios con respecto a los cuales realizar el análisis de masa correspondiente.

Figura 3: Modelo CAD del exoesqueleto MGA

Dicho análisis se realizó para cada eslabón con respeto a un referencial colocado de acuerdo a la metodología de Denavit-Hartenberg (Sección 3), con la finalidad de estructurar el mecanismo simulado de

Iberdiscap

manera sistemática, y de manera simultánea utilizar en forma directa el análisis de masa efectuado en la simulación.

En la Figura 4 se observa el modelo CAD del primer eslabón del exoesqueleto, así como el referencial colocado y la posición del centro de masa de la pieza.

Figura 4: Análisis de masa efectuado en el segundo eslabón

De tal forma que, para dicho eslabón se obtuvo el análisis de masa mostrado a continuación:

Masa = 0.057 kg KG

Centro de Gravedad:

x y z 130.307 mm-79.690 mm-0.000 mm

Tensor de Inercia:

Ixx	Ixy	Ixz	679.191 kg mm	0.0000000e+00	0.0000000e+00
Iyx	Iyy	Iyz	0.0000000e+00	1284.892 kg mm	0.0000000e+00
Izx	Izy	Izz	0.0000000e+00	0.0000000e+00	1939.250 kg mm

Después de obtener estos datos para el primer eslabón, se hace lo mismo para cada uno de los restantes.

5. Simulación dinámica de laórtesis

Una vez obtenido el análisis de masa de cada eslabón del exoesqueleto se procede a efectuar la simulación dinámica de la ´órtesis, utilizando para ello SimMechanics, un módulo del software Simulink que permite simular el comportamiento dinámico de mecanismos.

Esto se hace modelando cada eslabón del mecanismo como un cuerpo rígido representado por un bloque de Simulink, al cual se le especifican sus propiedades de masa (obtenidas en la sección 4; esto es, la masa total del eslabón, su tensor de inercia y la posición de su centro de gravedad, especificada con respecto a un referencial ubicado en alguno de sus nodos. Dichos nodos y sus referenciales asociados son también configurables, de tal forma que se pueden especificar conforme a la metodología de Denavit-Hartenberg; es decir, siguiendo la estructura cinemática especificada en la sección 3. En la Figura 5 se muestra un ejemplo del ingreso de estos parámetros.

iberdiscap

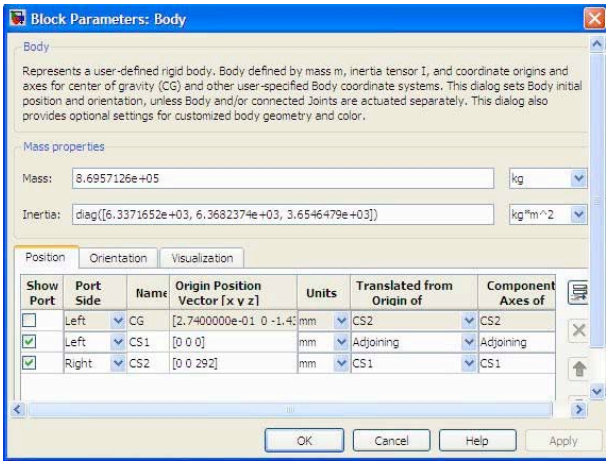


Figura 5: Parámetros de configuración para cada eslabón

El primer eslabón de la cadena cinemática se conecta a tierra, y los subsecuentes se conectan entre sí mediante bloques que representan articulaciones o "soldadura". Esta última para el caso de eslabones compuestos por varias piezas, las cuales no presentan movimiento relativo entre ellas.

Es así que se especifica mediante bloques la estructura cinemática del exoesqueleto, tal como se observa en la Figura 6.

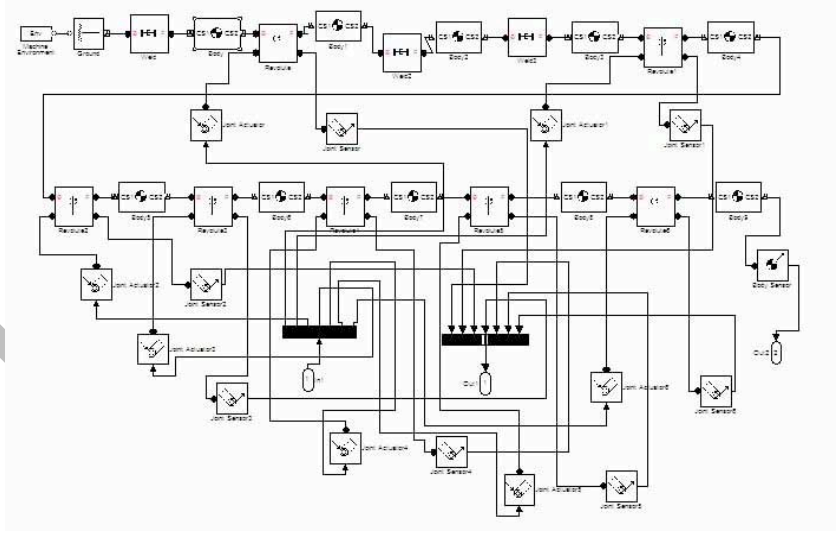


Figura 6: Modelo dinámico a bloques del exoesqueleto

Bloques que representan actuadores y sensores también pueden ser conectados a las articulaciones con el propósito de ingresar algún par calculado en el modelo dinámico, o bien, para obtener la lectura de la evolución de alguna variable. De tal forma que, usando estos, es posible simular la presencia de

servomotores en cada articulación; esto es, mediante la inclusión de la dinámica de un motor de corriente directa que calcule el par ejercido en la articulación en función de la retroalimentación de su posición angular y una señal de referencia, utilizados en un control PID. Todos estos elementos se encapsulan en un solo bloque que representa cada actuador del mecanismo, el cual recibe como entrada la señal de referencia. De esta manera es posible simular un movimiento controlado del exoesqueleto.

Al momento de ejecutarse la simulación Simulink representa cada eslabón del mecanismo mediante su elipsoide de inercia, y como cada eslabón se supuso de densidad uniforme, tal elipsoide no sólo representa la distribución de masa del eslabón, sino que también asemeja su misma geometría.

Así, cuando estos elipsoides se arreglan de acuerdo a la estructura cinemática especificada, se puede obtener una representación gráfica del mecanismo, tal como se puede observar en la Figura 7.

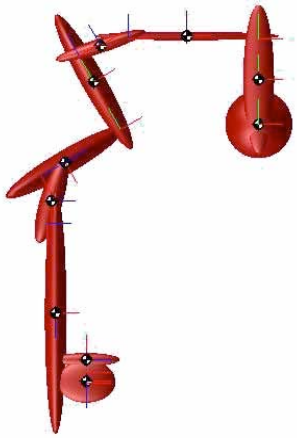


Figura 7: Representación gráfica del exoesqueleto como elipsoides de inercia

Con el objetivo de visualizar una simulación más realista del exoesqueleto se exportó su modelo CAD a formato

VRML (Virtual Reality Modeling Language), el cual permite especificar mediante código escenas y animaciones en

3D. No obstante, el archivo resultante sólo contiene la información geométrica del modelo, mas no su estructura cinemática, de tal forma que esta última tuvo que ser especificada manualmente.

Simulink contempla entre sus herramientas disponibles una interfaz capaz de enviar valores calculados a un modelo VRML (VRSink), con lo cual fue posible sincronizar el movimiento del modelo tridimensional con el movimiento calculado a partir de la dinámica del mecanismo, y así obtener una mejor visualización del movimiento del sistema. En la Figura 8 se observa una ventana de Simulink que contiene el modelo VRML del exoesqueleto, y en la cual se puede observar su movimiento.

Uberc ap

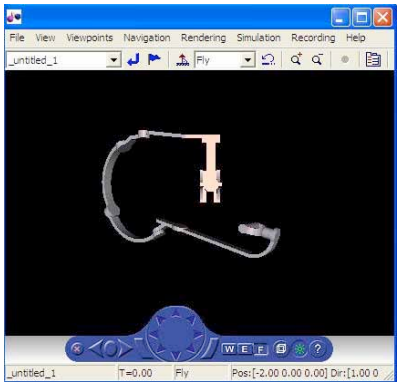


Figura 8: Modelo VRML del exoesqueleto MGA

6. Diseño del sistema de rehabilitación basado en laórtesis

A partir del modelo cinemático y tomando como base la estructura mecánica del exoesqueleto MGA se pretende manufacturar un prototipo pasivo de bajo costo; esto es, que en primera instancia no contemple la inclusión de actuadores en las articulaciones sino que sólo esté instrumentado con diferentes sensores propioceptivos.

Algunos de estos sensores serán potenciómetros ubicados en cada articulación, los cuales mediante divisores de voltaje envíen una señal proporcional al correspondiente valor articular. Esta señal será digitalizada y enviada a una computadora. El propósito es utilizar el modelo virtual del exoesqueleto, desarrollado a partir del modelo CAD y estructurado con el modelo cinemático, para proporcionarle movimiento de acuerdo a la información sensorial adquirida. Así, el modelo virtual del exoesqueleto se movería de manera sincronizada con el prototipo real.

Otro tipo de sensores contemplados son pequeñas unidades de medida inercial (Inertial Measurement Unit, IMU) por cada eslabón. Éstas encapsulan una serie de acelerómetros y giróscopos, los cuales proveerán el vectorde aceleración lineal y de velocidad angular de cada eslabón, con lo cual es posible desplegar en la interfaz gráfica de la computadora no sólo una reproducción virtual del movimiento del exoesqueleto, sino también una serie de datos y graficas de la evolución de ´este, el cual es inducido por el brazo del paciente.

Con estas mediciones y utilizando el modelo cinemático y dinámico previamente obtenido, el médico puede monitorear tanto el movimiento del brazo del paciente como las fuerzas ejercidas por ´este sobre el exoesqueleto durante su proceso de rehabilitación.

7. Conclusiones y trabajo a futuro

El hecho de que el prototipo del exoesqueleto no posea actuadores hace que su construcción sea de muy bajo costo. No obstante, la información que se puede recabar es de mucha utilidad durante el monitoreo de una rehabilitación, de tal forma que esta tecnología podría estar al alcance no sólo de médicos, sino de pacientes que pudieran tener un ejemplar en casa y así evitarse ir al hospital para recabar datos. Desde la comodidad de su hogar los pacientes podrían hacer la prueba correspondiente y enviarle los datos a su médico vía Internet, y así agilizar el proceso de rehabilitación.

Finalmente, como trabajo a futuro cabe mencionar que el diseño final del prototipo a construir variará con respecto al del exoesqueleto MGA. Esto debido a un rediseño que contemplará un acoplamiento diferente a la muñeca del paciente, y la omisión de la articulación del omóplato, de tal forma que se tenga una estructura cinemática de 6 gdl y en la cual no sólo los ejes del hombro se intersequen en un mismo punto, sino también los de la muñeca.

Iberdiscap

Esto permitirá obtener una solución analítica a la cinemática inversa, no analizada hasta el momento en el exoesqueleto MGA. Hecho esto, se seguirá un nuevo análisis cinemático y dinámico, utilizando un procedimiento similar al anteriormente expuesto para así lograr el objetivo planteado en este trabajo.

Referencias

[1] Office of Communications and Public Liaison. Cómo prevenir un accidente cerebrovascular (stroke). Technical report, National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2009.

[2] M.L. Aisen B.T. Volpe H.I. Krebs, N. Hogan. Robot-aided neurorehabilitation. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1998.

[3] E.M. Perepezko H.I. Krebs J.M. Rogers K.S. Goyal M.E. Dohring E. Fredrickson J. Nethery R.L. Ruff J.J. Daly, N. Hogan. Response to upper-limb robotics and functional neuromuscular stimulation following stroke. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2005.

[4] Craig R. Carignan Stephen N. Roderick. An approach to designing software safety systems for rehabilitation robots. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005.

[5] Kevin R. Cleary. Periscopic spine surgery. Technical report, Georgetown University, 2008.

Iberdiscap

Iberdiscap

Proyecto eLIFE: Las TIC`s como apoyo a la VI de las personas con diversidad funcional intelectual

L.Fernández[1], A. Méndez[2], B. García[2]

[1]Fundación Síndrome de Down del País Vasco: C/ Virgen de Begoña, 12-14 Tras 48006, Bilbao, España, 944 79 02 84, 944 16 35 44, laurafcfsdownpv@gmail.com

[2]Universidad de Deusto (DeustoTech-Life Research Unit. Avda. Universidades, 24. 48007. Bilbao, España. 944139000. amaia.mendez@deusto.es, mbgarciazapi@deusto.es

Resumen.

En lo últimos años y, de una vez cada vez más clara, la atención y recursos destinados al colectivo de personas con diversidad funcional (discapacidad) intelectual, han tenido que ser modificados y adaptados a las actuales necesidades de este colectivo, las cuales vienen marcadas por una mayor conciencia del propio colectivo y sus familiares de los derechos que como ciudadanos/as les asiste.

En este sentido y en base a este cambio, se impone una transición hacia programas orientados a promocionar la autonomía de estas personas. Desde este planteamiento y entendiendo la prestación de apoyos de manera amplia, es necesario aprovechar las posibilidades que las nuevas tecnologías nos ofrecen.

Partiendo de esta idea básica se enmarca el Proyecto ELIFE en el que, desde el año 2009, la FSDPV participa junto con GAIA, la Universidad de Deusto (DeustoTech-LIFE) y las empresas: GTS Thaumat, DINITEL 2000 y DISCUSLAND.

Palabras clave: discapacidad intelectual, vida independiente, apoyos, Android

1. Introducción y contenidos

En lo últimos años y, de una vez cada vez más clara, la atención y recursos destinados al colectivo de personas con diversidad funcional intelectual (DI en adelante), han tenido que ser modificados y adaptados a las actuales necesidades de este colectivo, las cuales vienen marcadas por una mayor conciencia por parte del propio colectivo y sus familiares de los derechos que como ciudadanos/as les asiste. En base a este cambio, se impone una transición y un cambio en los recursos y programas que desde las distintas entidades e instituciones se prestan: hay que pasar de diseñar programas de corte asistencialista y protector a otros basados en la prestación de apoyos, entendiendo que ésta es la clave para posibilitar el acceso de la totalidad de las personas con DI, a las oportunidades y equipamientos que la sociedad les ofrece.

Al hablar de esta prestación de apoyos es habitual pensar en las personas que prestan esos apoyos: cuidadores profesionales, cuidadores informales, familiares, asistentes personales, etc; son términos habituales a los que ya estamos acostumbrados a referirnos, sin parar a pensar en otras posibilidades o formas de prestar apoyo.

Aprovechar las posibilidades que las nuevas tecnologías ofrecen para facilitar y rebajar las necesidades de contratación de apoyo humano o de cuidados por parte de familiares, parece beneficioso para aumentar la intimidad de la persona con DI, pero también para facilitar la realización de planes de vida propios a las personas que en algunos casos apoyan o incluso conviven con estas personas.

Iberdiscap

En este sentido y partiendo de la idea básica de que las personas con DI pueden ser usuarias de tecnología y del reconocimiento de las mismas como parte imprescindible de la cadena de valor en el desarrollo de una solución tecnológica, desde el año 2009, la FSDPV participa en el Proyecto e LIFE (financiado desde 2009 mediante el programa GAITEK de SPRI) junto con GAIA, la Universidad de Deusto (DeustoTech-LIFE) y las empresas: GTS Thaumat, DINITEL 2000 y DISCUSLAND.

En esta presentación, expondremos las líneas generales del proyecto y podremos ver las pruebas reales ya realizadas en el pilotaje; así como las valoraciones realizadas por las propias personas con DI (adolescentes y adultas), personal de apoyo de la FSDPV e investigadores-desarrolladores, en lo que constituye un auténtico trabajo interdisciplinar en el que quedan representadas todas las partes que intervienen en el proceso de diseño e implementación de una solución tecnológica.

Tecnológicamente, el objetivo principal del proyecto e-Life consiste en proporcionar la infraestructura necesaria para mejorar la calidad de vida de las personas con DI y de las personas que les asisten. Esta iniciativa proporcionará servicios para ayudar a la personas con DI a realizar de forma autónoma las actividades de la vida diaria, tanto dentro como fuera del hogar.

De este objetivo principal subyacen los siguientes objetivos específicos:

- Diseñar e implementar la base de datos que recoge todos los datos de los trayectos supervisados de las personas con DI
- Diseñar y desarrollar la plataforma de administración y supervisión de los servicios proporcionados por eLife
- Desarrollar una aplicación en los smartphones Android, transparente para el usuario y que se comunique con la plataforma eLife

Se puede hacer referencia a otros objetivos sociales:

- Promover la independencia de las personas con DI y su inclusión en el máximo de esferas de la vida comunitaria.
- Favorecer la tranquilidad en familiares de las personas con DI, ante nuevas formas de apoyo a la autonomía de sus familiares.
- Generar nuevas formas de apoyo, menos invasivas y respetuosas con la intimidad de la persona con DI, sin reducir la calidad en la prestación de ese apoyo

Finalmente haremos una revisión de las principales aplicaciones de futuro que vemos posible abordar basadas principalmente en el aumento de las posibilidades de los smartphone y en las posibilidades de la TDT interactiva; y sacaremos unas conclusiones que entendemos han de guiar la puesta en marcha de proyectos de este tipo.

2. Metodología

Durante la fase de pilotaje y hasta la fecha han sido 4 las personas que han utilizado los smartphones con sistema operativo Android, y 2 más los están usando en la actualidad. La selección de estas personas, se ha realizado atendiendo a 3 criterios principales:

- Distintos niveles de autonomía, de cara a poder contrastar posibles fallos del sistema
- Distintas edades, para valorar la adecuación del sistema a las distintas necesidades que se presentan en el colectivo y sobre todo, familiares en los distintos momentos vitales.

Iberdiscap

- Distinto conocimiento y manejo de la tecnología, de cara valorar la introducción de otros dispositivos alternativos a los smartphone como solución tecnológica adecuada.

En este sentido, podemos resumir las características principales de estas 6 personas de esta manera:

Las 2 primeras personas seleccionadas, eran personas adultas, con un nivel de autonomía muy elevado y usuarias habituales de telefonía móvil. Ambas personas se desplazan con normalidad por entornos urbanos y hacen uso de los principales medios de transporte del entorno en el que habitan. Estas personas fueron seleccionadas como informadoras y testeadoras de cara a detectar fallos en los datos proporcionados por la aplicación y mejoras en la web.

Una tercera persona, fue seleccionada por cumplir con uno de los posibles perfiles de usuario final de este tipo de tecnología: persona adulta con DI, con buen nivel de autonomía pero dificultades para cubrir los trayectos habituales en horarios adecuados.

La cuarta persona que ha participado en el pilotaje, ha respondido a otro de los posibles perfiles finales: persona con DI adolescente, con dificultades para desenvolverse de manera autónoma.

Actualmente, el dispositivo se está probando con una persona adulta con un TGD, que tiene serias dificultades para llegar a su destino en los tiempos adecuados y con una persona adulta con DI que como consecuencia de su falta de lectoescritura tiene dificultades para desenvolverse en medios de transporte de manera autónoma sin la supervisión de sus familiares. En este último caso se persigue facilitar la transición hacia una menor dependencia de terceros

Por otra parte, a nivel tecnológico, el diseño y desarrollo del prototipo se basa en 3 subsistemas: Centro de Control, Indoor y Outdoor.

- El subsistema Outdoor, envía información de posición, de la persona con DI mediante coordenadas GPS (cuando están en exteriores) y mediante localización de celda (cuando están en el metro ó en el interior de un edificio). Este segundo método es simplemente orientativo debido a su poca precisión cuando se pierde información de GPS.
  En el mercado se pueden encontrar multitud de smartphones cuyos principales sistemas operativos son: Android, RIM, IOS y Windows Phone 7. En este proyecto se ha optado por comenzar la implementación sobre Android, debido a la gran cuota de mercado que ha adquirido en los dos últimos años, a su versatilidad y a las ventajas que proporciona el desarrollo de aplicaciones en esta plataforma.

- El subsistema Indoor, se encarga de controlar la domótica del hogar, añadir funcionalidades de seguridad y comunicación con la familia, personal de apoyo, u otros compañeros de piso.
- El subsistema Centro de Control recoge toda la información (Outdoor e Indoor), la procesa, visualiza y genera las alarmas correspondientes. Para todo ello, se ha desarrollado una aplicación Web utilizando el framework Java Apache Struts2 y para recoger y representar datos de posicionamiento y monitorización se utiliza la API de Google Maps.
    - El centro de control genera alarmas que se envían a los padres, personal de apoyo y/ó a las propias personas con DI en función de:
        - Si la persona con DI se ha salido del recorrido marcado
        - Si la persona con DI lleva mucho tiempo inmóvil
        - Si la persona con DI ha sufrido una caída

iberdisCAP

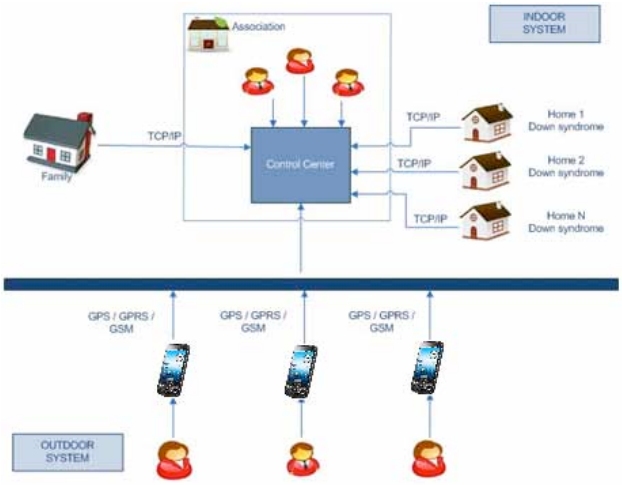


Figura 1. Diagrama de alto nivel del proyecto e-LIFE

Algunos de estos cambios son:

- El número de coordenadas que son necesarias por minuto que el dispositivo recoja para establecer la posición real de la persona con DI. Un número excesivo de coordenadas puede provocar que la batería del dispositivo se agote con rapidez.
- Al crear un nuevo trayecto, el ancho por defecto debe cubrir la calle por la que transita la persona con DI en su totalidad, de manera que se le permita la máxima libertad a la hora de elegir una acera o incluso una calle paralela.

Además de todo lo expuesto anteriormente, el sistema eLife dispone de un módulo de perfiles de usuario y niveles de actuación sobre el sistema (ver figura 2). Cada uno de ellos se describe a continuación:

- Administrador: Es el perfil principal. Dispone de acceso total a todos los módulos del sistema y tiene la posibilidad de crear cuentas de cualquiera de los cinco perfiles.
- Coordinador: Cada coordinador del sistema únicamente tiene acceso a un grupo de usuarios Medios. De esta manera cada organización dispone de un usuario coordinador y n usuarios medios.
- Medio: Cada coordinador Medio únicamente puede tener acceso a un grupo de usuarios Bajos.
- Bajo: El usuario Bajo, únicamente puede consultar la información de las PcDI, dispositivos, trayectos y zonas que un usuario de mayor categoría le asigne.
- Muy Bajo: Se trata del usuario con menor categoría del sistema. No dispone de acceso a la web y únicamente recibe correos electrónicos de alerta.

Iberdiscap

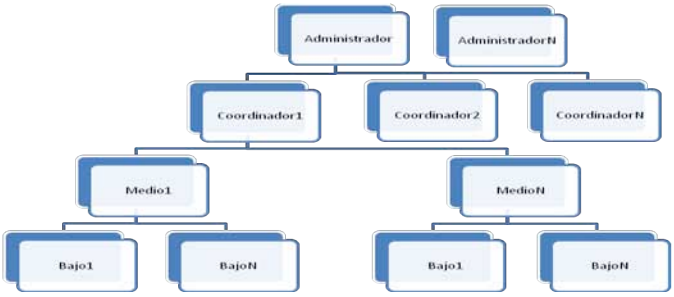


Figura 2. Jerarquía de Perfiles y Niveles

3. Resultados y discusión

Tras el pilotaje realizado hemos podido constatar los siguientes resultados:

Las personas con DI participantes que han consentido en colaborar con el proyecto, han asumido el smartphone proporcionado con total normalidad, hecho éste que en general ha venido a demostrar la validez de los smartphone como solución tecnológica válida en este tipo de proyectos

No obstante, fruto de las diferencias de uso hemos podido ver la necesidad de disponer de distintos modelos de smartphones (táctiles y mixtos) para responder a las necesidades del colectivo.

En general, el hecho de ser partícipes de todas las fases del proyecto: uso de dispositivo, explicación de los trayectos y la información visible en la web; ha generado en las personas con DI altos niveles de satisfacción y ha enriquecido el proyecto, ya que ha posibilitado la introducción de cambios en aspectos como la demarcación de los trayectos, el ancho de zona a marcar, etc.

Igualmente, tras esas entrevistas y evaluaciones se ha visto la necesidad de generar nuevos usos y posibilidades futuras de la aplicación.

También la relación con los/as trabajadores/as de la FSDPV ha posibilitado cambios significativos a la hora de facilitar el manejo de la aplicación web de manera que se garantiza el fácil manejo de la misma, facilitando su adecuación a las necesidades del sector, no compuesto esencialmente por personal técnico. (ver figuras 3 y 4) y posibilidades de aplicación futuras.

Figura 3. Creación de trayectos

En la figura 3, se puede observar cómo se crean los trayectos. Esta acción es muy sencilla, pero es necesario ser riguroso y definir con la mayor exactitud el camino que el usuario con DI suele recorrer habitualmente, de lo contrario se pueden dar falsas alarmas.

Figura 4. Trayecto realizado por una de las personas con DI durante el pilotaje

4. Conclusiones y trabajos futuros

Como valoración final de la experiencia piloto realizada se puede destacar el alto grado de satisfacción (datos recogidos mediante encuestas de satisfacción) que han mostrado todos los participantes: personas con DI y trabajadores de la FSDPV. Por otro lado, no se han detectado incidencias destacables en el uso de los smartphones de última generación que han utilizado las personas con DI.

Por último destacar, que este proyecto simplemente es un ejemplo de lo que las TICs pueden ayudar a la vida independiente de las personas con DI, y que fruto de la colaboración interdisciplinar han surgido nuevas ideas y ampliaciones., como por ejemplo:

- Replicar este desarrollo con otros sistemas operativos de smartphones
- Aplicar el sistema a otros colectivos con diversidad funcional que pudieran necesitarlo, con las modificaciones necesarias
- Ampliar funcionalidades del sistema, de manera que se abarquen todas las situaciones posibles de la vida cotidiana (empleo, tiempo libre, etc) de las personas con DI, de distintas edades.

Partiendo de estas conclusiones, ya se está desarrollando una nueva parte del proyecto eLife, en la cual se ampliará la autonomía de personas con DI adultas en su propio hogar, a través del desarrollo de recordatorios de tareas de su vida cotidiana, como poner la lavadora, planchar, hacer la compra, marcar la hora adecuada para salir de casa y acudir al puesto de trabajo, etc … Todo ello en la búsqueda de ampliar el objetivo inicial de proporcionar apoyo sin invadir la privacidad de la persona con DI más allá de lo estrictamente necesario.

Además, y tras el pilotaje realizado, eLIFE se está viendo como una solución adecuada para facilitar la transición entre los servicios de acompañamiento a personas con DI (cualquiera que sea su edad) y el inicio de esos desplazamientos de manera autónoma, garantizando la tranquilidad en el entorno familiar y la seguridad de la propia persona.

Iberdisca

Ecosistema de agentes sociales y plataformas abiertas para mejorar calidad de vida y gasto social en dependencia

Jorge Falcó, Esteban Vaquerizo, Mercedes García-Camino, Luis Laín, Consuelo de la Ascensión, Alejandro Ibarz, José María Falcó, Alba Jiménez, José Ignacio Artigas, Armando Roy

Universidad de Zaragoza, Depto Ingeniería electrónica y comunicaciones, c/ María de Luna, 3, 50018 Zaragoza, España, 976 761948, jfalco@unizar.es

Resumen.

A través de un proyecto europeo, se ha desarrollado una tecnología capaz de integrar elementos de mercado en una plataforma abierta y con software libre, posibilitando un sistema económico y multifuncional. Para probarlo se ha establecido relación con asociaciones de usuarios, una residencia de ancianos y el gobierno regional. En Zaragoza hay un piloto en 15 habitaciones de la residencia, desde diciembre de 2010 hasta marzo de 2011, que continuaremos unos meses más. Otros dos pilotos en Europa instalan la misma tecnología. La tecnología se muestra muy modular y flexible, los servicios adaptables y con el visto bueno de los agentes sociales. Desarrollar nuevos servicios es simple y rápido. La satisfacción de los usuarios es muy dependiente de los servicios que se han escogido. La evaluación de los datos de uso nos proporciona mayor detalle para validar en unos casos (persianas y luces) y mejorar en otros (servicios de seguridad).

Palabras clave: tecnología de apoyo, autonomía, comunidad de usuarios, mercado libre, validación

1. Introducción y contenidos

El proyecto mencionado se enmarca en una acción conjunta con el Gobierno de Aragón en estudio de alternativas, utilizando Tecnologías de la Información y Comunicaciones, que mejoren y abaraten la asistencia y mantenimiento de calidad de vida de las personas con situación de dependencia y sus cuidadores. Los puntos principales que enfoca son plataformas libres y abiertas que permitan abrir un mercado actualmente esclavo, provisión remota de servicios, integración en el ecosistema de provisión de servicios, tanto las estructuras existentes a nivel de servicios (tele-alarma, ayuda domiciliaria, centros de referencia y centros de día, residencias, relación vecinal, familiar, voluntariado, etc.) como a nivel de estructuras tecnológicas (provisión de líneas de comunicación de datos, servidores remotos, plataformas domésticas -tipo provisión de telefonía, internet y televisión en hogar, empresas de mantenimiento, centros de atención de tele-alarmas, etc.).

El objetivo de este proyecto es la mejora de la atención a la dependencia a través de servicios tecnológicos. Incluye una dimensión tecnológica (actores secundarios en clasificación de AAL [1]: proveedores de servicios, desarrolladores de servicios, proveedores de comunicaciones e infraestructuras tecnológicas), una de atención a la Calidad de Vida de las personas mayores en situación de dependencia y sus cuidadores (actores primarios en clasificación AAL), una de mercado y económica (actores terciarios y primarios en clasificación AAL: proveedores de servicios y atendiendo la economía del producto y la economía doméstica) y una dimensión institucional (actor cuaternario en clasificación AAL) que cumple con normativas relativas al aumento de la autonomía, accesibilidad y la independencia personal, incluyendo la valoración sobre el gasto público en atención a la dependencia.

iberdisap

La consideración multidimensional de estas acciones nos lleva a pensar y actuar sobre un ecosistema de agentes interrelacionados, donde cada factor se ve afectado por el resto:

Tecnología sobre calidad de vida: La Calidad de Vida mejora si las Ayudas Técnicas proveen de soluciones que aumentan la autonomía personal y la independencia de las personas en riesgo de exclusión.

Tecnología sobre economía: Al trabajar con plataformas abiertas, la economía no se hace esclava de una solución tecnológica o comercial, y permite introducir elementos menos costosos, introducir módulos con prestaciones diferentes según la cultura o la necesidad, de forma que se amolden a las prestaciones estimadas, permitiendo heterogeneidad tanto en los módulos tecnológicos como en los de servicios.

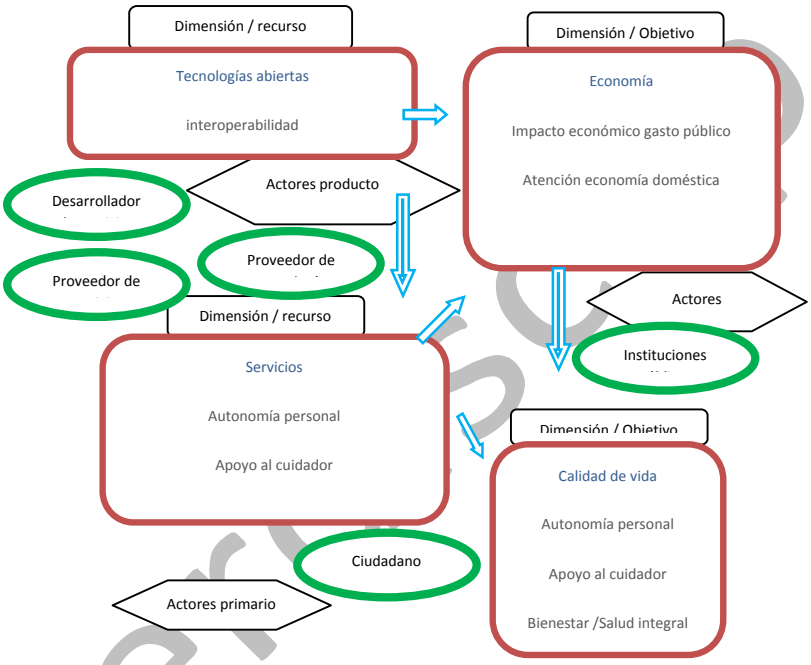


Fig. 1: Esquema de actores y dimensiones en la ecología considerada

- Tecnología sobre servicios: la tecnología abierta permite el desarrollo y provisión de servicios más baratos, más adaptados a las necesidades y más flexibles y modulares.
- Servicios sobre calidad de vida: Los servicios que promueven el bienestar y la autonomía de la persona (apoyos cognitivos, apoyos a accesibilidad física, apoyos a acceso a información, apoyos a supervisión para mejorar seguridad, apoyos a comunicación para mejorar la relación social en cantidad y calidad, etc) tendrán un impacto positivo en la calidad de vida de las personas.
- Servicios sobre economía: los servicios, si enfocan la disminución de esfuerzo y apoyo al cuidador, van a disminuir la magnitud de los cuidados necesarios, por tanto el coste asociado a la atención a las situaciones de dependencia. De la misma forma, si se consigue mejorar la autonomía y calidad de vida del usuario beneficiario, esto repercutirá disminuyendo la dependencia y por tanto el coste asociado a su atención.
- Economía sobre calidad de vida: si los servicios son accesibles económicamente, tendrán un impacto más global sobre la calidad de vida de las personas, lo que a su vez redundará en un

menor gasto social, al poder mantener por más tiempo situaciones de vivienda más baratas (hogar frente a residencia de ancianos).

- Tecnología abierta sobre los desarrollos: El desarrollo se ve claramente mejorado por la estructura tecnológica de plataforma abierta, al poder establecer relaciones funcionales sobre bloques ya existentes, de sensorización, actuación, comunicación e interfaces. Por ejemplo, una supervisión del estado de una persona con dependencia y aviso de incidencias, utiliza la información de los sensores de presencia (PIR) y si detecta una situación anómala puede avisar a la red social de la persona utilizando sms y servicios web para enviar datos o imágenes del lugar de la posible incidencia para facilitar su valoración.

La provisión de servicios mejora al apoyarse en estructuras existentes: apoyo domiciliario, estructuras de relación familiar o vecinal, estructuras de telecomunicaciones existentes, ayuda domiciliaria, tele-alarmas, empresas instaladoras de sistemas de comunicación y ocio, etc. Esta provisión de servicios se apoya en lo ya existente para delimitar el coste adicional que supone la ampliación de los servicios, lo que se ha estudiado con distintos modelos. El proyecto ha utilizado el modelo TAHI [2], haciendo una descomposición de servicios simplificada. El modelo propone 14 capas de desglose de actores y roles en la provisión de servicios.

2. Metodología

Para abordar los ambiciosos objetivos del proyecto y la línea de investigación, se trabaja en varias líneas, lo que implica varias metodologías. Como línea base, el fundamento conceptual de esta metodología ergonómica es el de **"**Sistema Usuario-producto-Contexto", que proviene del "Sistema Persona-Máquina-Ambiente" de diseño industrial y ergonomía, y que requiere análisis sistémicos. El más básico en que fundamentamos las acciones es el de "Diseño centrado en el Usuario":

David Travis, de System-Concepts [3], indica que la idea de **"diseño centrado en el usuario"** propone que los diseñadores comprendan el contexto de uso: esto significa un profundo entendimiento del usuario, del entorno en el que se desarrolla y las tareas de usuario.

"Es una aproximación al desarrollo de sistemas interactivos que persigue construir sistemas usables y útiles enfocándose en los usuarios, sus necesidades y sus requisitos, y aplicando conocimientos y técnicas de ergonomía, factores humanos y usabilidad". Tomamos por tanto como referencia la norma ISO 13407, de título "Human centred design for interactive systems".

1.- Desarrollo de plataformas abiertas, interconectables a sistemas de mercado a través de conectores específicos (bundles) de sencilla creación, y con middleware de interoperabilidad semántica: el proyecto utiliza OSGi4AMI [4] que se puede encontrar en sourceforce. Otras fuentes de metodologías igualmente aplicables se encuentran en la plataforma AALOA [5], como universal, persona, Opera entre otros. Incluyen módulos de servidor doméstico, servidor remoto, drivers para cada tecnología integrada (X10, ZigBee de dos fabricantes, Bluetooth, one-wire, PLC), sensores y actuadores, aplicaciones de servicios, aplicaciones de configuración, aplicaciones de servicio y configuración remotos, procesamiento de datos y un registro de datos para luego poder monitorizar el uso de los servicios durante el pilotaje.

2.- Para la interoperabilidad de interfaces se ha utilizado el estándar UCH/URC, en colaboración con el proyecto I2Home.

3.- Generación de comunidad del ecosistema de actores implicados:

- Atención a los usuarios primarios para la especificación de los servicios y el diseño de los pilotos de validación: Se han utilizado metodologías de ergonomía cognitiva [3], de diseño para todos y de trabajo creativo y colaborativo. Para la realización de este trabajo se ha establecido una mesa de trabajo de entidades, que incluye muchas asociaciones de usuarios con discapacidad (más del 90% de la población

Iberdiscap

atendida está representada), colegios de educación especial. Otros actores como empresas, investigadores, proveedores de servicios, fueron contactados de forma independiente, y sus opiniones y valoraciones tenidas en cuenta en el diseño de los servicios y de la evaluación.

4.- Relativo a la mejora de la provisión de servicios, el estudio de la innovación, del coste adicional y de la delimitación de responsabilidades, el proyecto ha utilizado el modelo TAHI [2], haciendo una descomposición de servicios simplificada. El modelo propone 14 capas de desglose de actores y roles en la provisión de servicios y el proyecto utilizó 4 de ellas para simplificar conceptualmente las mejoras: generador de contenidos, red de comunicación, provisión de servicio, servicios remotos.

5.- Evaluación por usuarios y expertos de la funcionalidad conseguida, la accesibilidad y fiabilidad previa a pilotajes en viviendas: La validación tuvo una fase que se denominó FU (fiabilidad/funcionalidad y usabilidad), donde se pasaron pruebas de uso extremo e intensivo para verificar la fiabilidad, y se pasaron baterías de pruebas para verificar la consecución de objetivos funcionales y de accesibilidad y uso previo a la industrialización, normativa e instalación en los pilotos para su prueba en condiciones reales de vida diaria.

6.- Validación en escenarios reales: Se dieron los pasos de informar y mostrar los objetivos del proyecto, involucrando a los actores desde el comienzo. Una vez los prototipos estaban funcionales, se presentaron y se seleccionaron las personas que los probarían siguiendo las recomendaciones del responsable de la evaluación para cumplir criterios de aleatoriedad y de cubrir distintas situaciones de género, discapacidad, situación de vivienda y red social y de utilización previa de tecnología. Se realizaron entrenamientos en el uso a los cuidadores profesionales de la residencia, que posteriormente entrenarían en el uso a los beneficiarios y los cuidadores familiares.

Se dieron dos pasos, el primero con dos habitaciones para poder adaptar todo el proceso a lo que nos fuéramos encontrando y mejorando los procedimientos, y el segundo de las 15 habitaciones, para probar la viabilidad de la instalación, entrenamiento y seguimiento de los protocolos a mayor escala.

Se registró el uso y las incidencias del sistema, para su posterior análisis, tanto para la sostenibilidad del sistema en distintas situaciones (mayor o menor nivel de mantenimiento) como para verificar la aceptación y valoración del uso del sistema y los servicios ofertados.

7.- Instalación:

Al acabar el proyecto, nuestra capacidad de mantenimiento de una instalación como equipo investigador se anula o reduce grandemente, por lo que se hizo la instalación en tres pasos. Además se quiso valorar la sostenibilidad de la instalación por parte de personal con cualificación media (tipo instalador informático o incluso electricista), por lo que también se realizaron etapas distintas.

- Preinstalación: se acometieron los trabajos de cableado, interruptores en pared, instalación de motores y preparación de cajas para instalación de sensores y controladores electrónicos por parte de una empresa externa subcontratada. El diseño se hizo de forma que con esta instalación los sistemas y luces funcionan de forma autónoma y manual, y los trabajos de pintura, escayola, albañilería quedaban realizados previamente y con responsabilidad de una empresa externa a la investigación, por lo que su garantía se prolonga más allá de la duración del proyecto y cualquier rectificación puede solicitarse a esta empresa.

- Instalación de dispositivos: En las dos primeras habitaciones realizadas por personal del equipo investigador, en la segunda etapa subcontratado a una empresa de instalaciones informáticas, se verificó que la instalación y modificación de conexiones se seguía con los esquemas y manuales preparados al efecto. De esta forma, la desinstalación era viable y podía depender de equipos externos al investigador.

- Instalación de software: por último se acometió la instalación de las aplicaciones y la configuración de los servicios para personalizarlos a las preferencias y necesidades de cada persona en concreto. Se había realizado en el proyecto una herramienta para realizar esta instalación de forma remota: al no funcionar

ibaraisep

correctamente se realizó de forma manual, equipo por equipo. La idea sin embargo para que se tenga sostenibilidad es la instalación y configuración remota de los servicios.

8.- Fiabilidad y normativa:

Una vez los prototipos estaban funcionales y aprobados en la fase FU, se procedió a su instalación sobredimensionada (más sensores y actuadores de los esperables) en dimensiones reales (dos pisos de la vecindad de Valdespartera que el Ayuntamiento de Zaragoza ha cedido en su uso a nuestro equipo de investigación) y se les sometió a pruebas de uso intenso (una frecuencia de acciones 10 veces superior a la esperada, durante 10 días sin interrupción), verificando automáticamente la realización correcta de las acciones y los sensados, mediante la generación de escenarios que utilizaban todos los recursos disponibles: p.e. se sube y baja una persiana durante el día y se verifica el sensor de movimiento y la variación de la luz, se abre y cierra una ventana y se verifica con el sensor magnético de apertura, etc.

9.- Ética y normativa

Se realizaron consentimientos informados y protocolos de protección de datos estrictos. Se analizó y contrastó con una asesoría legal externa que cumplimos la legislación vigente, y el marco normativo que nos afecta, en concreto se analizaron:

- Ley 39/2006 de 14 Diciembre, promoción de autonomía personal y cuidados de personas en situación de dependencia.
- Decreto 190/2010, de 19 Octubre, del Gobierno de Aragón, que aprueba la regulación de la consejería de Servicios sociales del Gobierno de Aragón.
- Ley 1/85 de 5 mayo, protección civil al derecho del honor, privacidad personal y familiar y de la propia imagen.
- Ley orgánica 15/99 de 13 de diciembre de protección de datos personales (B.O.E. 14.12.1999).
- Real Decreto que aprueba la regulación del desarrollo de la ley orgánica 15/1999, de 13 de diciembre de protección de datos personales, B.O.E. No. 17, del 19 de Enero de 2008.
- Normativa interna de la Universidad de Zaragoza relativa a protección de datos, 6 Junio, 2002.
- Resolución de 30 de Enero de 2009, de la Universidad de Zaragoza en la que se crea y da de alta una base de datos declarada para investigación.
- Resolución de 15 de Mayo de 2009, de la Universidad de Zaragoza, con una adenda al anexo de la base de datos para investigación.

Y ya se aprobó toda la acción por el Comité Ético de Investigación Clínica de Aragón (CEICA) al principio del proyecto, confirmándose y ratificándose al inicio de los pilotos.

10.- Evaluación

Se procedió al análisis previo de la situación de los participantes, mediante tests. Diseñamos también baterías de ítems CIF para tener una clasificación exhaustiva, aunque en este caso la interacción con los socios responsables de esta tarea en el proyecto resultó en utilizar exclusivamente sus cuestionarios, Barthel, EQ5, medidas de calidad de vida, etc. Se realizó la misma batería a mitad de experimento (2 meses) y está pendiente de realización la batería final, esperada para la semana primera del mes de Mayo de 2011.

Dado el corto periodo de tiempo de la experimentación no se han podido acometer estudios importantes como el destete de otros servicios de atención médica o asistencial o la mejora de situación de las personas cuidadores, que supondrían un impacto en el estudio de económica global de consumo para la dependencia. La medida del estrés del cuidador, su esfuerzo medido en tiempo de atención a cada tarea y de atención a las incidencias, y el bienestar percibido, son otros parámetros que incluiremos en siguientes acciones de mayor duración.

Iberdiscap

11.- Se han realizado dos estudios para probar las ventajas para el desarrollador de servicios: la inclusión de servicios nuevos a partir de la tecnología existente (un videoportero manejado desde el móvil, control sencillo de unas luces, comunicación por videoconferencia con familiares, etc), y el estudio de migración del sistema a entornos distintos (colegios de educación especial con el Colegio Alborada de Zaragoza).

3. Resultados y discusión

Los servicios implementados en esta experiencia han sido:

AMICASA: control de entorno que incluye en todas las habitaciones persianas y luces. Se descartó el uso de motores para las puertas, y se vio conveniente la instalación de grúas, aunque la modificación arquitectónica necesaria no se pudo acometer (es precisa la sujeción a una viga). Incluía acciones automáticas (como encender la luz del baño a la noche si se detectaba movimiento) que no se ajustaron al modus operandi de la residencia, por lo que acabaron desconectadas.

AMISURE. Servicio de supervisión, que avisa a un cuidador vía sms de incidencias como ventanas o puertas abiertas con duración irregular o en momentos irregulares, detección de presencia irregular (horas de comedor, pe.) márgenes de luz o temperatura irregulares.

AMIPLAY: juegos socializadores en el ordenador. Se seleccionaron pequeños juegos de habilidad, basados en flash, que se instalaron en los ordenadores de las habitaciones. Se incluyó también (fuera de proyecto) una experiencia de juegos dinamizadores basados en la wii, que dio resultados muy positivos tanto en el estado de ánimo de los participantes como en su estado de habilidad, autoestima y salud.

AMIVUE: los cuidadores podían monitorizar el estado de cada habitación de forma remota, en los parámetros que se consideraron éticos y autorizados.

LOG: todas las acciones registradas en el sistema se guardaron en un registro que ahora será analizado para extraer pautas de uso, independizadas de la identidad de cada usuario.

Los servicios han sido implementados y han estado funcionando durante 4 meses en la residencia de la Romareda del Gobierno de Aragón.

Algunos de los usuarios (aprox la mitad) sienten que se les aporta poco, tan sólo se les facilita la acción de subir y bajar persianas, y no sienten que su seguridad haya aumentado.

Otros valoran el recurso disponible, se han animado a escribir correos y a establecer videoconferencias con sus familiares, han pedido nuevos juegos.

Entre los cuidadores también hay opiniones variadas. Su participación ha sido principalmente la recepción de incidencias y la observación del funcionamiento y uso de los sistemas. Se está a la espera de procesar los datos de la evaluación para poder concluir resultados más definitivos y cuantificados.

Inerdisap

4. Conclusiones y trabajos futuros

Se ha conseguido el funcionamiento de una plataforma de provisión de servicios interoperable, y probada la facilidad de inclusión de nuevos servicios en la misma. También se ha probado la viabilidad y flexibilidad de dar respuesta con esta plataforma abierta, a demandas de escenarios diferentes, viviendas particulares en Eslovakia, pisos comunitarios en Suecia y residencia de ancianos en España.

Las especificaciones de los servicios se han quedado cortas, y de ahí que la utilidad que han percibido los usuarios ha sido baja.

El potencial que ha abierto esta acción es muy grande para acciones futuras, tanto en la cración de una comunidad interesada en AAL como en la disponibilidad de una tecnología abierta con posibilidades enormes.

Ya se han solicitado tres propuestas de proyectos, europeos y nacionales, basados en este sistema y aprovechando estos pilotos, de la mano del gobierno de Aragón y de asociaciones de usuarios con discapacidad.

5. Agradecimientos y reconocimientos

Estas acciones han tenido el apoyo y la financiación principal del proyecto europeo MonAMi (6º programa marco, cod 035147).También ha recibido subvención del Gobierno de Aragón “CIF4TIC, investigación de una herramienta con CIF”. (EXPTE. nº DGAD 2/2010, Dirección General de Atención a la Dependencia, de 12 de Marzo de 2010) y apoyo del IASS, al colaborar con la residencia como piloto, y con las horas de personal directivo, coordinador y auxiliar en los pilotos del proyecto.También ha contado con el apoyo del Ayuntamiento de Zaragoza, a través de la cesión del uso de dos pisos en la vecindad de Valdespartera para las pruebas y demostración del proyecto.También ha contado con el apoyo institucional y de recursos propios de la universidad de Zaragoza, principalmente a través del vicerrectorado de investigación.

Referencias

[1] AAliance, the european ambient assisted Living Innovation Alliance, “Ambient Assisted Living Roadmap”, 2009.

[2] http://www.tahi.org/

[3] http://www.system-concepts.com/

[4] r-osgi.sourceforge.net/

[5] aaloa.org/

Iberdiscap

Iberdiscap

Dispositivo Eletro Mecânico para Avaliar Movimentos Combinados do Membro Superior

D.C.S. Araujo[1], A.F. Frere[1,2], J.S. Marques[1], L.C. Campos[2]

[1]Universidade de Mogi das Cruzes: Av. Dr. Cândido Xavier de Almeida Souza, 200, Mogi das Cruzes-SP, Brasil, Tel.(11)4798-7000, denilsonortese@gmail.com

[2]PUC – Pontifícia Universidade Católica de São Paulo: Rua Marquês de Paranaguá, 111, São Paulo-SP,Brasil, Tel.(11) 3124-7200

Resumo.

Para analisar os movimentos combinados de membros superiores de indivíduos que apresentam alguma deficiência física foi utilizado neste trabalho um dispositivo eletro mecânico capaz de identificar e quantificar através de análise cinemática, o deslocamento combinado do membro superior no espaço, estando este contido dentro dos planos de coordenadas espaciais x,y,z. No dispositivo três fios ligados a uma pulseira acoplada ao punho do voluntário acionam potenciômetros multivoltas. A variação dos valores das resistências são enviados ao computador através de uma porta USB. Com esses dados o software calcula os deslocamentos nos eixos x, y e z numa taxa de amostragem de 50ms e apresenta os gráficos tridimensionais para o terapeuta. O dispositivo permite a avaliação durante a simulação das Atividades da Vida Diária, proporcionando assim o acompanhamento do tratamento terapêutico para ganho da amplitude articular de forma precisa, objetiva e global.

Palavras-chave: Análise Cinemática, Avaliação de Membro Superior, Dispositivo Computadorizado

1. Introdução

O ser humano para realizar seus afazeres pessoais e/ou profissionais deve ter seus movimentos corporais preservados. Aquele que apresenta seqüela de alguma doença que afetou os membros superiores conseqüentemente terá limitações na realização de suas atividades da vida diária. O comprometimento da função motora pode levar a déficits na coordenação dos movimentos, fraqueza de músculos específicos, anormalidades de tônus, ajustes posturais e movimentos sinérgicos, bem como falta de mobilidade entre estruturas da cintura escapular.

As intervenções terapêuticas realizadas durante a reabilitação devem ser acompanhadas da identificação das limitações articulares, de modo quantitativo, através da mensuração da amplitude de movimento (ADM) que é componente fundamental na avaliação física. Entretanto para o terapeuta ocupacional que é o profissional responsável pela avaliação de destreza e de funcionamento dos membros superiores, há escassez de instrumentos específicos para avaliar a amplitude articular dos movimentos combinados de membro superior. Em geral são utilizados questionários e escalas para essa avaliação, entretanto não existem critérios padronizados para avaliar a qualidade desses métodos que desta forma podem ser contestados. Para ser clinicamente utilizado, um instrumento deve ser cientificamente confiável em termos de três propriedades psicométricas básicas: confiabilidade, validade e sensibilidade, que influenciam na qualidade dos resultados e adicionam complexidade à interpretação. A confiabilidade é a consistência entre às medidas sucessivas da mesma variável, no mesmo sujeito e nas mesmas condições, sendo que há três fontes de erro que podem tornar uma avaliação não confiável: o instrumento de medida, a pessoa que ministra a avaliação e as diferentes características dos sujeitos que estão sendo avaliados. Esta última variável é, sem dúvida, a mais difícil de controlar. A confiabilidade em relação ao instrumento de medida

Iberdisap

depende também da padronização das técnicas de mensuração, assim como dos métodos de registro utilizados para documentar os progressos dos pacientes e propiciar evidências clínicas.

Portanto, para fornecer medidas da funcionalidade do movimento humano de maneira confiável foi utilizado neste trabalho um dispositivo eletro mecânico capaz de identificar e quantificar através de análise cinemática, o deslocamento combinado do membro superior no espaço, estando este contido dentro dos planos de coordenadas espaciais x,y,z, à saber: deslocamento latero-lateral, deslocamento ântero-posterior e altura. O dispositivo desenvolvido de fácil manuseio, baixo custo, não invasivo, permite essa avaliação durante a realização das Atividades da Vida Diária e Atividades da Vida Prática, proporcionando assim o acompanhamento do tratamento terapêutico para ganho da amplitude articular de forma precisa, objetiva e global.

2. Materiais e métodos

2.1. O Dispositivo

O dispositivo eletro-mecânico foi confeccionado utilizando um suporte em madeira com quatro lados iguais de 36cm e altura de 7cm (Figura 1). Três fios estão ligados a uma pulseira que deverá ser acoplada ao punho do paciente (Figura 2).

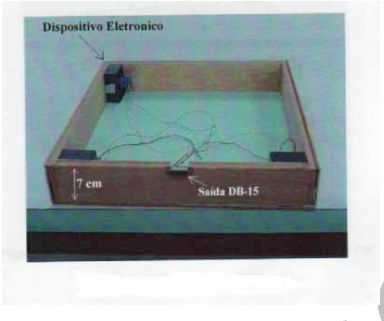


Figura 1: Dispositivo em madeira e fios ligados aos potenciômetros.

Figura 2: Pulseira a ser acoplada ao punho.

A outra extremidade de cada um dos três fios está ligada à um potenciômetro multivoltas, sendo cada potenciômetro localizado em um dos cantos da caixa de madeira (pontos F1, F2 e F3). Os potenciômetros são acionados de acordo com o deslocamento do braço do sujeito. Os dados desses potenciômetros são enviados ao computador através de uma porta USB (Figura 3). O *software*, utilizando as propriedades dos triângulos, calcula os deslocamentos nos eixos x, y e z a cada 50ms e apresenta ao terapeuta gráficos tridimensionais. Os resultados fornecidos pelo dispositivo foram comparados com um teste convencional, o questionário MOTOR ACTIVITY LOG – BRASIL que mensura as funções do dia a dia com perguntas fechadas.

Inerdisap

Figura 3: Conversor DB15 / USB.

2.2. Cálculo das Coordenadas Tridimensionais do Movimento

Considerando um ponto "P" que se movimente no interior de um cubo delimitado pelos pontos F1, F2 e F3 e altura Z como mostrado pela (Figura 4). As incógnitas x (deslocamento látero-lateral), y (deslocamento ântero-posterior) e z (altura do deslocamento), representam as coordenadas desse ponto P. Três cordas A, B e C interligam o ponto P aos pontos F1, F2 e F3, sendo Xa e Ya as coordenadas nos eixos X e Y da projeção da hipotenusa dos triângulos formados pelas cordas A e B assim como B e C e a altura do ponto P.

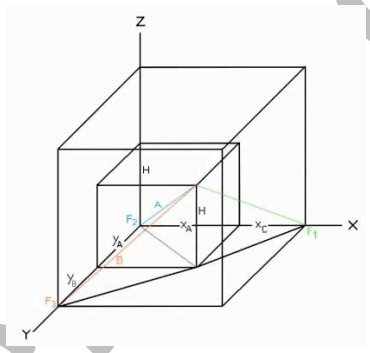


Figura 4: Paralelepípedo com os pontos de referência necessários para o cálculo das coordenadas do movimento.

$$A^2 = Xa^2 + Ya^2 + H^2 \quad (1)$$

$$C^2 = Xc^2 + Ya^2 + H \quad (2)$$

$$B^2 = Xa^2 + Yb^2 + H \quad (3)$$

$$Xa = \frac{A^2 - C^2 + X^2}{2X} \quad (4)$$

$$A^2 - B^2 = Ya^2 - (Y - Ya^2) \quad (5)$$

$$Ya = \frac{A^2 - B^2 + Y^2}{2Y} \quad (6)$$

$$H = \sqrt{A^2 - X^2 - Y^2} \quad (7)$$

Ibe.cap

2.3. Procedimentos

Os testes foram realizados com um grupo controle (gc) com 14 voluntários sem limitações físicas e 14 pacientes também voluntários com limitações na ADM do membro superior que interfere nas atividades básicas da vida diária (ABVDs). Os 14 pacientes tinham entre 30 e 65 anos e realizavam tratamento de fisioterapia no ambulatório de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Prefeitura de São Bernardo do Campo. O termo de consentimento livre e esclarecido TCLE, (número 147- 2010) foi lido, discutido e assinado autorizando esta pesquisa.

Cada sujeito dos dois grupos sentou em cadeira convencional com altura à 45cm do piso e encosto que possibilita regulagem para apoio da cabeça, mantendo uma postura ereta em frente a mesa onde estava o dispositivo. A mesa estava a uma altura de 63cm do piso, portanto a pulseira do dispositivo estava a 70cm de altura em relação ao piso e a uma distância de 15cm da região do esterno do sujeito (Figura 5). Inicialmente o terapeuta fixou a pulseira do dispositivo no próprio punho com o sujeito devidamente posicionado e sentado na cadeira conforme descrito. Em seguida simulou barbear e pentear os cabelos do sujeito com o intuito de estabelecer uma referência do movimento a ser realizado. Depois o terapeuta fixou a pulseira no punho do sujeito para que realizasse os mesmos movimentos.

Figura 5: Posicionamento durante o teste.

3. Resultados Análise dos Dados

Para análise, inicialmente os dados de todos voluntários e pacientes foram reescalonados e divididos em 100 amostras com auxílio do MatLab. A média da amplitude dos movimentos nos eixos x,y e z, de todos os voluntários do (gc) e o desvio padrão foram calculados para cada amostra, estabelecendo assim a faixa de normalidade do movimento. A seguir os dados de cada paciente do (gt) foram representados no mesmo gráfico e comparados com a faixa de normalidade (curva padrão). Para quantificar as diferenças, foram calculados a área da curva de cada paciente (gt) e a área da curva padrão, assim como a média de todas as diferenças e o desvio padrão entre elas.

4. Resultados e Discussões

Para exemplificar, a figura 6 mostra o paciente P1 (gt) simulando os movimentos de barbear e a figura 7 apresenta o resultado desses movimentos nos eixos x, y e z, com uma linha vermelha inserida na faixa de normalidade em azul.

Iberdisap

Figura 6: Paciente (P1) simulando os movimentos de barbear.

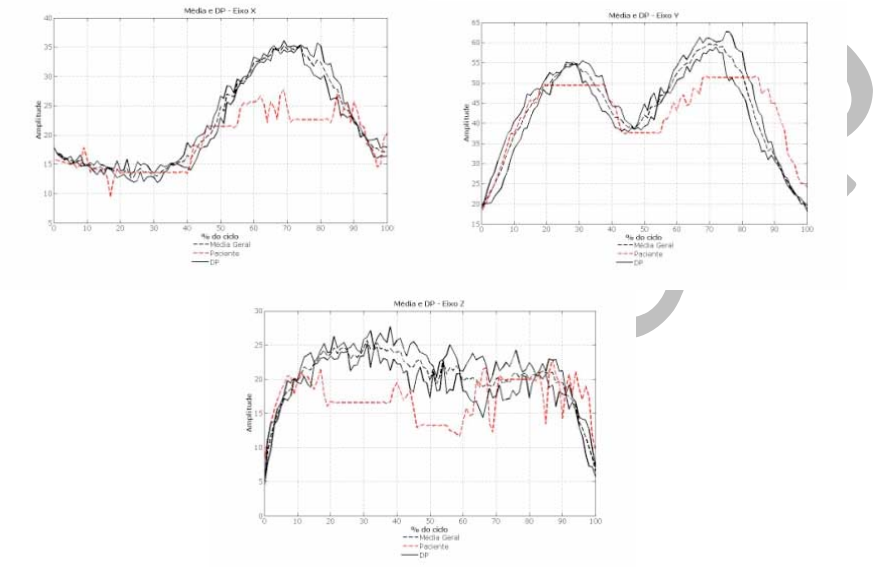


Figura 6: Gráfico apresentando o resultado dos movimentos para o barbear do paciente (P1) nos eixos x, y e z, com a curva inserida em vermelho na faixa de normalidade em azul.

A tabela 1 apresenta as diferenças em porcentagens entre a área da normalidade e as curvas que representam os movimentos em x, y, z do paciente P1, assim como as médias das diferenças e os desvios padrões para todos os pacientes (gt) no movimento de barbear.

Tabela 1: Apresenta as diferenças entre a área da normalidade e as curvas que representam os movimentos dos pacientes, as médias das diferenças e os desvios padrões no movimento de barbear.

NOME	Deslocamento Látero-lateral X (em %)	Deslocamento Antero-posterior Y (em %)	AlturaZ (em %)
P1	19,6	12,7	-4,7
P2	13,6	1,7	15,7

P3	23,1	7,5	2,5
P4	21,1	11,5	-11,6
P5	27,7	26,2	7,1
P6	21,9	21,9	-3,9
P7	20,6	21,0	-21,8
P8	18,4	13,3	13,3
P9	31,5	3,4	-0,5
P10	31,1	19,2	-10,3
P11	-2,8	21,5	-22,3
P12	4,8	21,2	-27,6
P13	21,6	21,7	6,8
P14	15,2	15,8	-18,4
MÉDIA	**19,1**	**15,6**	**-5,4**
DESVIO PADRÃO	**9,4**	**-7,5**	**13,8**

A figura 8 mostra o paciente P1 simulando os movimentos de pentear os cabelos e a figura 9 os resultados desses movimentos nos eixos x, y e z, também em relação à área de normalidade.

Figura 8: Paciente (P1) simulando os movimentos de pentear os cabelos.

Iberdiscap

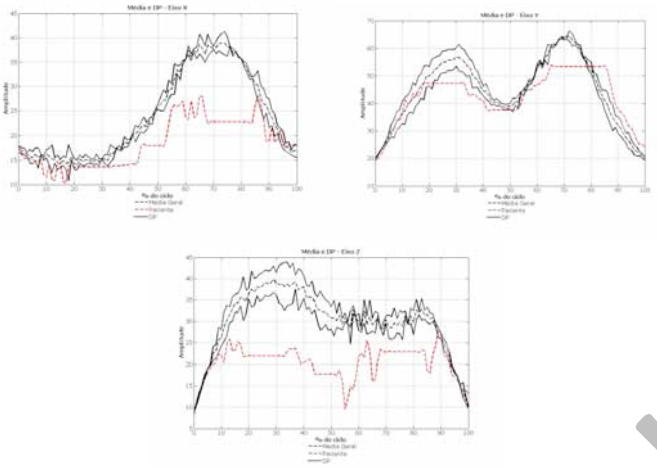


Figura 9: Gráficos apresentando os resultados dos movimentos para o pentear do paciente (P1) nos eixos x, y e z, com a curva em vermelho inserida na faixa de normalidade em azul.

A tabela 2 apresenta as diferenças em forma de porcentagens entre a área da normalidade e as curvas que representam os movimentos do paciente P1, as médias das diferenças e os desvios padrões para todos os pacientes nos movimentos de pentear os cabelos.

Os resultados apresentam para o barbear uma diferença média de 19,1% no deslocamento látero-lateral, 15,6% no deslocamento ântero-posterior e -5,4% na altura dos movimentos combinados de todos os pacientes em relação a faixa de normalidade. A pequena diferença na altura mostra que os pacientes apresentavam pouco comprometimento no deslocamento deste sentido, porém em relação aos deslocamentos ântero-posteriores e látero-lateral apresentavam déficits maiores e conseqüentemente dificuldades em atingir seus objetivos de forma funcional.

Para o pentear, pode-se perceber uma diferença média de 25,4% no deslocamento látero-lateral, de 20,1% no deslocamento ântero-posteriore de 20,3% na altura dos movimentos combinados de todos os pacientes em relação a faixa de normalidade. Esses dados mostram maior dificuldade para a realização desses movimentos devido a exigência de maior amplitude para concluir a atividade.

Tabela 2: Apresenta as diferenças entre a área da normalidade e as curvas que representam os movimentos dos pacientes, as médias das diferenças e os desvios padrões no movimento de pentear os cabelos.

NOME	Deslocamento Látero-lateral X (em %)	Deslocamento Antero-posterior Y (em %)	Altura Z(em %)
P1	25,1	19,0	32,4
P2	23,3	4,9	32,2
P3	18,9	8,3	30,8
P4	20,9	13,1	26,2

Iberoscap

P5	38,5	30,9	21,5
P6	25,5	23,4	13,3
P7	28,1	30,7	5,7
P8	24.4	24.6	25.0
P9	42.8	6.0	24.6
P10	27.7	21.1	19.6
P11	4.7	20.4	5.7
P12	15.1	27.3	8.9
P13	32.0	31.3	29.4
P14	28.0	21.0	9.5
MÉDIA	**25,4**	**20,1**	**20,3**
DESVIO PADRÃO	**9,4**	**9**	**9,9**

Os resultados do teste convencional Motor Activity Log mostraram que para as mesmas atividades os pacientes utilizavam o braço afetado aproximadamente metade das vezes que antes da lesão, conseguiam o propósito indicado, porém com movimentos lentos ou efetuados com algum esforço. A comparação com os resultados proporcionados pelo dispositivo mostram que para a avaliação de movimentos combinados do membro superior realizando uma atividade do dia a dia, pode-se obter resultados quantitativos e precisos. Assim como é possível analisar os dados nos eixos x, y e z solicitando um único movimento funcional o que é difícil com o teste convencional.

5. Conclusão

O dispositivo, simples e de baixo custo, apresenta potencial para ser clinicamente utilizado para avaliar a função e o uso do membro superior de indivíduos com história de limitações na amplitude de movimentos. Apresentou avaliações precisas e objetivas proporcionando comparações com padrões da normalidade e também será valioso quando utilizado nas reavaliações comparando os ganhos antes e depois das terapias.

Referências

[1] S. Bot, C. Terwee, D. van der Windt, et al. Clinimetric evaluation of shoulder disability questionnaires: A systematic review of the literature. Annals of the Rheumatic Diseases, Vol. 63, no. 4, pp. 335-41, 2004;

[2] E. Cacho, F. Melo, R. Oliveira. Avaliação da Recuperação motora de pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico de Fugl-Meyer. Revista Neurociências; Vol.12, no.2, pp. 94-102, 2004.

[3] T. Carvalho, P. Relvas, S. Rosa. Motor function assessment tools for individuals with acquired brain injury. Revista Neurociência, Vol. 16, no. 2, pp. 137-143; 2008.

[4] Z. Dvir, Isocinético: Avaliações musculares, Interpretações e Aplicações clínicas. 1ª ed. São Paulo: Manole, 2002.

Iberdiscap

[5] F. Fayad, G. Hoffmann, S. Hanneton et al. 3-D scapular kinematics during arm elevation: Effect of motion velocity. Clinical Biomechanics, Vol.21, pp. 932-94, 2006.

[6] B. Hingtgen, J.McGuire, M. Wang. An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. Journal of Biomechanics. no. 39, pp. 681-68, 2006.

[7] N. Klopcar. M. Tomsic , J. Lenarcic et al. A kinematic model of the shoulder complex to evaluate

the arm-reachable workspace - Journal of Biomechanics Vol 40; 2007.

[8] L. Lustosa, C. Silva, J. Brito, et al. Goniometry and Fleximetry: a study of reliability and comparison of the measures in the joints of the elbow and knee. Revista. e-scientia, Vol.1, no.1, 2008.

[9] A. Lopes, R. Ciconelli, F. Reis. Medidas de avaliação de qualidade de vida e estados de saúde em ortopedia. Revista Brasileira de Ortopedia, 2007.

[10] M. Lourenção, G. Tsukimoto, L. Battistela. The "Adapted Minnesota Manual Dexterity Test" as an assessment tool for the hemiplegic patients' upper extremity function - Acta Physiatrist,Vol. 14, no. 1,pp. 56-61, 2007.

[11] T. Maki, E. Quagliato, E. Cacho et al. Estudo de Confiabilidade da Aplicação da Escala de Fugl-Meyer no Brasil. Revista brasileira de fisioterapia. Vol. 10, no. 2, pp. 177-183, 2006.

[12] G. Rab. K. Petuskey. A. Bagley. A method for determination of upper extremity kinematics. Revista Gait and Posture Vol.15, pp. 113-119, 2002.

[13] V. SALIBA. I. Chaves Júnior. C. Faria. Propriedades Psicométricas da Motor Activity Log: uma revisãosistemática da literatura. Rev. Fisioterapia em Movimento, Curitiba, 2008.

Iberdiscap

Iberdiscap

COMUNICACIONES PÓSTER

Iberdiscap

Iberdiscap

Dispositivo de apoyo para la Orientación Temporal (DOT)

Jorge Falcó, Mercedes García Camino, Begoña Garrido, Consuelo de la Ascensión, Concepción Díez, José Ignacio Artigas, Esteban Vaquerizo, José Mª Falcó, Armando Roy

Universidad de Zaragoza, Depto Ingeniería electrónica y comunicaciones, c/ María de Luna, 3, 50018 Zaragoza, España, 976 761948, jfalco@unizar.es

Resumen.

Se ha realizado, a lo largo de varios años, una serie de versiones de un Dispositivo de apoyo a la orientación temporal, para aulas de educación especial y para personas con estadios ligeros de demencia, para hogar, centro de día o dependencias de una residencia.

De un prototipo artesano para un caso particular, se pasó a una instalación en dos colegios de educación especial con un diseño muy colaborativo, que ha concluido en una versión instalada ahora en fase de prueba en 4 colegios de educación especial de Zaragoza.

Se plantean las bases neurocientíficas de su funcionamiento, el diseño colaborativo y las fases de evaluación planteadas.

Palabras clave: orientación temporal, neurociencia, educación especial, calendario

1. Introducción y contenidos

El concepto de tiempo, su transcurso y la ubicación en un instante temporal, son nociones muy habituales que, sin embargo, resultan complicados de explicar, dado su grado de abstracción. Generalmente se asume que todo el mundo tiene la capacidad de medir el paso del tiempo; no obstante, esta suposición no es correcta. Más aún, sabemos que el ser humano es incapaz de ubicarse temporalmente con una exactitud del orden del minuto; numerosos estudios muestran que el 95% de la población con capacidades cognitivas estándar adulta, en un contexto cotidiano, puede identificar el momento en el que se encuentra con una exactitud de una hora. Esta capacidad de discernir el tiempo se demuestra suficiente para el desempeño diario, y en caso de necesitarse mayor precisión se recurre al reloj como elemento tecnológico que facilita la medida del tiempo de modo exacto.

Por otro lado, **ciertos tipos de trastornos cognitivos conllevan una alteración o incluso una carencia total de la conciencia del tiempo**. Generalmente el reloj tradicional no es accesible a las capacidades de estas personas, lo cual desemboca en problemas de desorientación temporal e incapacidad de llevar a cabo actividades de la vida ordinaria que dependen del tiempo. Además, en ciertos tipos de situaciones, como los casos de autismo, se requiere que el inicio de una actividad o periodo sea anunciado a la persona con la suficiente anticipación, con el fin de minimizar la ansiedad que le suele producir los cambios de estado, y que podría desembocar en crisis. En estos casos, es necesario proporcionar una forma alternativa de medir el tiempo, centrándose en la anticipación de situaciones venideras.

La necesidad de tener una buena orientación temporal es una condición que se ve mermada en algunas personas tales como ancianos, personas con autismo, personas con parálisis cerebral, etc. Esto ha sido estudiado por distintas entidades, siendo Certec (Centro de Rehabilitación de Investigación en Ingeniería

medisca

Lund Institute of Technology) [1] los pioneros en ello. Basado en esos primeros estudios, y en posteriores investigaciones, se concluyen alguna conclusiones que nos han servido de base, tales como que el cuarto de hora es la unidad temporal más fácil de asimilar por las personas con algún tipo de discapacidad cognitiva. Que, para representar el paso del tiempo, se demuestra de gran utilidad la comparación con los conceptos de lleno y vacío. Y que a modo de reloj de arena, se puede relacionar un intervalo temporal con un concepto de cantidad, para que, conforme avance el tiempo, dicha cantidad disminuya proporcionalmente.

1.1. Resumen de bases desde distintas disciplinas (neurociencia, ergonomía cognitiva)

Desde la neurociencia recogemos resultados de la plasticidad cerebral para significar la posibilidad de rehacer circuitos neuronales en los cerebros de los alumnos con dificultades en la orientación temporal. También por ella sabemos que se trabajará de forma paralela la orientación espacial. De las neuronas espejo sabemos que los rasgos autistas pueden verse atenuados o mejorados si conseguimos una reconexión con estas neuronas, por lo que la experimentación la encuadramos en un marco social adecuado (la clase de educación especial). Desde la ergonomía cognitiva seleccionamos que colores usar, consistencia de estímulos auditivos y visuales, significancia del parpadeo, cambio de color, y como el DOT ha de colocarse en una zona de la clase con iluminación estable y pocos estímulos excesivos circundantes.

1.2. Descripción del dispositivo

Con estas premisas, se ha desarrollado un sistema de comunicación que permita la gestión del tiempo. El núcleo central del sistema está formado por una hilera de luces puntuales, cada una simbolizando un cuarto de hora, que se encuentra completamente encendida al principio de la jornada y se apaga con el transcurso del tiempo.

Para ello, el sistema completo del DOT consta de los siguientes elementos:

- Panel con indicadores luminosos.

Fig. 1: DOT en versión actual

- PC con altavoces. El panel va asociado, a través de tecnología inalámbrica, a un PC con un software de gestión, *Tempo-Tecnodiscap*. Desde el software se podrá ajustar la hora, regular la tonalidad y luminosidad de los leds, asignar melodías y realizar tareas de configuración avanzadas. De la combinación de las diferentes melodías por un lado y de los efectos de iluminación por otro, se obtienen un gran número de recursos comunicativos
- Elementos para la comunicación aumentativa.
- Mando individual con melodías personalizadas.

Iberdiscap

- Elementos auxiliares.

1.3. Población diana y objetivos

Aunque el DOT está dirigido a distintos sectores de la población, en esta fase del proyecto se está evaluando su uso en las aulas de Colegios de Educación Especial de Zaragoza, donde encontramos dos tipos de usuarios/beneficiarios:

- El alumno con necesidades educativas especiales, con el que se trabajan tres objetivos:
- 1.- Orientar en el tiempo. Herramienta base para el aprendizaje de los relojes convencionales.
- 2.- Facilitar los conceptos de agrupación temporal por tareas o momentos del día, correlacionadas con indicadores de transcurso del tiempo. Comunicar acciones, actividades.
- 3.- Posibilitar la anticipación de las tareas que han de realizarse dentro del aula y las salidas fuera del aula, para personas con rasgos autistas.
- El profesor que le acompaña y dirige su proceso de enseñanza/aprendizaje, ya que es un elemento más en el aula. Con él el objetivo es dotar de un recurso didáctico y de una ayuda técnica que le permita obtener mayor rendimiento y bienestar para su alumno.

2. Metodología

2.1. Diseño colaborativo para colegios

El desarrollo y especificaciones del DOT han sido colaborativos. De una idea desarrollada para personas con demencia, comenzamos de la mano de profesores del colegio Alborada a diseñar un apoyo a su gestión de la agenda diaria.

Con los profesores probamos la luminosidad necesaria en las aulas, y fijamos algunas especificaciones básicas.

Se diseñó también (ver figura 4 c) la distribución de las áreas del panel, dejando un área para el título (fecha, estación del año, iconos), un área con una columna de LEDs para actividades en el aula, a cuya izquierda se sitúan iconografías clásicas para denotar esas horas para facilitar el aprendizaje de los alumnos más capaces, y a la derecha se deja espacio para colocar iconos que relacionen las actividades a realizar en cada momento del día por la mayoría de la clase, en general dentro del aula (o el recreo o comedor fuera del aula). En la parte derecha del panel se atiende especialmente las tareas singulares, mayormente salidas del aula para actividades especiales como logopedia, fisioterapia, taller u otras. Para este propósito se pensó situar la foto del chico a quien afecta esta tarea y un icono o foto del lugar al que se va a desplazar. El DOT avisará con antelación especialmente de estas actividades, para facilitar la acomodación psicológica a este cambio por parte de los chicos y evitar o disminuir bloqueos (como se ha probado eficaz en las pruebas realizadas). El diseño se realizó, como se muestra en la figura 2, haciendo prototipos en papel y plastilina para verificar las especificaciones, dimensiones y la claridad de ideas relativas a lo buscado.

Se pasó luego a especificar el interfaz, con las distintas pantallas de configuración que se consideraban necesarias.

Iberdiscap

Se han desarrollado ya dos versiones, probadas en Zaragoza y Teruel, y ahora se acomete la primera evaluación del sistema completo, tanto en su versión de eficacia en la orientación temporal como recurso individual como utilizada como recurso grupal y como recurso educativo por tanto dentro del aula, con su capacidad de movilización social y aprovechamiento de sinergias entre alumnos y profesores (e indirectamente las neuronas espejo que fallan en población con autismo).

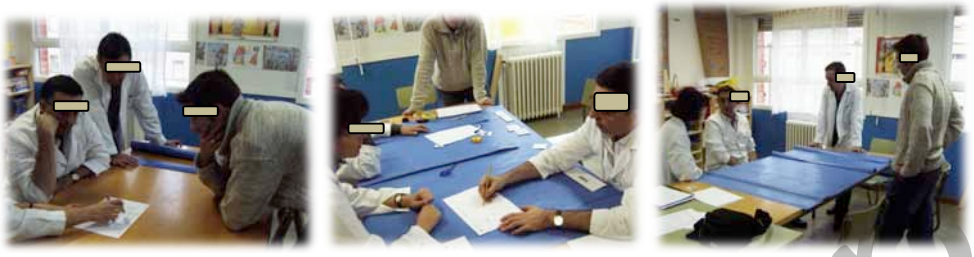


Fig.2: Imágenes de los trabajos colaborativos con profesores del colegio de educación especial Alborada

2.2. Metodología de evaluación

La evaluación que ahora se plantea tiene dos fases:

1.- una en la que hacemos un estudio del uso del DOT en el aula con avisos diarios y periódicos a un alumno, de manera personalizada.

2.- otra en la que se utiliza el DOT como recurso educativo sobre sus posibilidades en el aula.

Se utiliza una metodología centrada en el usuario. Se trabaja con el grupo desde el primer día hasta el último observando su funcionamiento, tasa de errores, retirada, manifestaciones comportamentales, motivación, etc. en su entorno natural. Los métodos de valoración utilizados son:

- Valoración de los usuarios con la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, en adelante CIF, de la Organización Mundial de la Salud de 2001 el primer día y el último.
  La CIF es actualmente el repertorio de situaciones de discapacidad y/o dependencia más extenso y a la vez con mayor capacidad de concreción de cualquiera de las posibles situaciones. Pertenece a la familia de clasificaciones internacionales desarrolladas y aprobadas por la OMS en 2001, que pueden ser aplicadas a varios aspectos de la salud y de manera complementaria con el resto de clasificaciones de la OMS, como la clasificación CIE10.

- Observación sistematizada y registro en las sesiones de entrenamiento. Protocolo de recogida de datos para el profesor.
- Además en la valoración de los beneficiarios se han tenido en cuenta informes pedagógicos que se incorporan a la valoración CIF después de trasladarlos a su lenguaje.

La evaluación se está llevando a cabo en cuatro colegios de educación especial, con el apoyo de CATEDU (Centro Aragonés de Tecnologías para la Educación). Se está abordando ahora la parte más objetivable de percepción y eficacia individual para la consecución de los objetivos planteados, con una población de niños de educación especial.

Iberdiscap

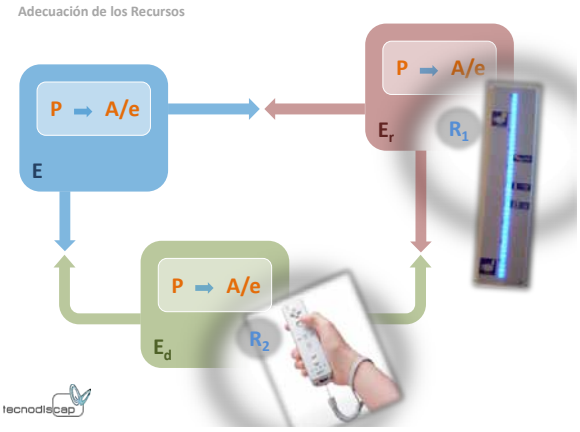


Figura 3: esquema de recursos añadidos a la persona y el entorno para comparación de situaciones para evaluación del impacto del DOT, entre otros dispositivos

El esquema que subyace al diseño de la evaluación es el que se muestra en la figura 3. Una persona P quiere realizar una actividad A en un entorno E. Sin recursos, tiene un resultado. Con distintos recursos tenemos escenarios diferentes (cuadros diferentes), en la figura se muestra el recurso R1 DOT y el recurso R2 juegos activadores. Se miden los parámetros estimados relevantes en la situación inicial (manejo del tiempo, grado de estrés ante el cambio de actividad, etc), se aplican los recursos en escenarios, tiempos o poblaciones diferentes, y se vuelven a medir tras el tiempo de experimentación los parámetros elegidos en primer lugar, pudiendo comparar la situación inicial con cada una de las resultantes. En este caso, la activación neuronal de jugar podría dotar al alumno de habilidades diferentes a las que le aporta una ayuda técnica. Este esquema se puso en práctica en un proyecto con ancianos, aunque su duración fue truncada y su conclusión permitió comparar con la situación inicial uno de los recursos, y no con el DOT.

3. Resultados y discusión

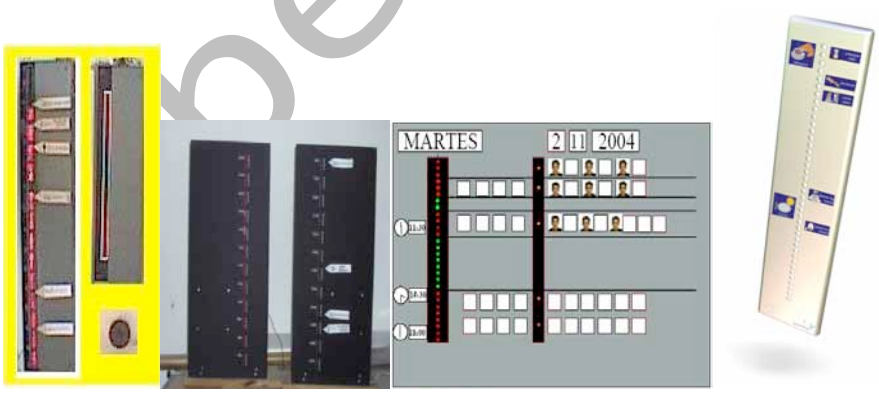


Fig.2: a) versión artesana del DOT: comprende dos elementos, uno para el salón o cocina, el otro para el dormitorio de la persona. b) versión final de un proyecto fin de carrera que abordó la electrónica para disponer de memoria, conectividad para programación remota y autonomía caso de fallo de luz eléctrica; c) diseño para integrarlo en el

tecnodiscap

calendario escolar, realizado conjuntamente con profesores del colegio de educación especial Alborada, de Zaragoza; d) versión más actualizada para entorno doméstico o residencial

4. Conclusiones y trabajos futuros

Hasta ahora las apreciaciones de los profesores de educación especial avalan la utilidad de este dispositivo. Ahora estamos acometiendo una validación sistemática, cuyos primeros resultados sí apuntan a una mejora notable. Tenemos casos en los que un alumno es avisado de la cercanía del cambio de actividad, y se prepara para cambiar de espacio (salir del aula), y cuando el aviso de salir llega, se realiza de forma inmediata y sin problemas de bloqueos ni que suponga nada costoso, como sucedía antes.

En breve dispondremos de datos para objetivar con ítems CIF la respuesta de los alumnos y la posible mejora en sus capacidades de orientación temporal, así como las observaciones sistematizadas y espontáneas de los profesores que están participando.

Como las evidencias muestran que esperablemente son positivos, estamos planteando nuevas acciones de mayor ámbito, donde podamos recoger datos más extensivos. Al ser la financiación en este sector bastante reducida, es probable que contemos con evaluaciones menos exhaustivas y sistematizadas en las extensivas.

Se han planteado ya modelos de explotación libre de este dispositivo, en que una comunidad de compradores podrán encargar a precio de coste módulos de DOT, y a través de los CPR (Centros de Profesores y Recursos) pueda darse la formación de su uso y configuración, incluso de pequeñas reparaciones. Desde tecnodiscap, universidad de Zaragoza, apostamos por este modelo de explotación de bajo coste y gran valor comunitario, para lo que contamos con la comunidad de colegios de educación especial de la ciudad y los apoyos del departamento de educación del gobierno de Aragón (dirección de política educativa) y de la diputación pronvincial de educación de Zaragoza (atención a la diversidad), a quienes agradecemos su paciente y constante apoyo.

5. Agradecimientos

Este proyecto se ha ido financiando de diversas fuentes:

- 1 particular de la universidad de Zaragoza
- 2.- Proyecto europeo MonAMi (6º programa marco, cod 035147).
- 3.- Subvención del Gobierno de Aragón “CIF4TIC, investigación de una herramienta con CIF”. (EXPTE. nº DGAD 2/2010, Dirección General de Atención a la Dependencia, de 12 de Marzo de 2010)
- 4.- Financiación a través del proyecto interdisciplinar “Valoración de una herramienta de apoyo a la orientación temporal en aulas de educación especial”, Consejería de educación del Gobierno de Aragón.
- Especial agradecimiento queremos constatar por la participación voluntariosa de colegios de educación especial: Alborada (Gob. Aragón, Educación), Jean Piaget (Gob. Aragón, Educación), Angel Riviere (Gob. Aragón, Educación), San Martin de Porres (ATADES). En fases anteriores hemos contado con la colaboración de Alborada y del colegio Arboleda, de Teruel, a quienes agradecemos también su participación entusiasta.

Referencias

[1]www.certec.lth.se/english

Iberdiscap

Discriminación y Discapacidad

Asociación de Abogadas Chihuahuenses, A. C. Calle Ojinaga 505, Col. Centro, Chihuahua, Chihuahua, México

Tel (cel) 614 189 81 48 abogadaschihuahuenses@gmail.com

Araceli Verdugo Domínguez

Calle Cerrada Taurina No. 1815, Fraccionamiento Rinconada Taurina, Chihuahua, Chihuahua, México

Tel. (cel) 614 199 48 51 aracelyverdugo@hotmail.com

Resumen.

Sin duda, una fecha que marca un hito en la historia de la carrera por la inclusión social, es el 3 de mayo del 2008, día en el cual entró en vigor, [1], la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad y su Protocolo Facultativo, misma que fue impulsada por México, a través de Don Gilberto Rincón Gallardo y Meltis, [2], en el marco de la Conferencia Mundial Contra el Racismo, la Discriminación Racial, la Xenofobia y Formas Conexas de Intolerancia, la cual se llevó a cabo en Durban, Sudáfrica, en agosto del 2001, [3].

El mencionado tratado internacional fue aprobado por la Asamblea General de Naciones Unidas el 13 de diciembre del 2006, quedando abierta a la firma en la ciudad Sede (Nueva York), a partir del 30 de marzo del año 2007.

El diccionario nos marca que la palabra discriminación significa seleccionar excluyendo. En un contexto científico es correcto que se hagan distinciones entre los elementos de un conjunto, sin embargo, en las relaciones sociales, es retrógrado el uso y aplicación de tal vocablo.

Este instrumento internacional de carácter vinculante, constituye el primer tratado de derechos humanos firmado en el tercer milenio, lo que dará una mayor visibilidad a más de 650 millones de personas con discapacidad, lo que equivale al 10 % de la población mundial.

Los derechos sólo se pueden disfrutar y proteger plenamente cuando las personas saben que existen, de ahí la importancia de su promoción.

Palabras clave. Convención, discriminación, discapacidad, inclusión, derechos.

1. Introducción y contenidos.

Una de las razones por las cuales se seleccionó a las personas con discapacidad, de entre otros grupos en situación de vulnerabilidad, se debe a que, y esa es mi opinión, difícilmente se puede cuestionar el nivel de desventaja en que se encuentra dicho colectivo en relación con los demás, lo anterior con independencia de la gran lección de vida que nos dejan quienes se sobreponen a circunstancias sumamente complejas y que sortean obstáculos de todo tipo y que pasan y nos dejan a quienes contamos, en principio, con todas las capacidades necesarias para desenvolvernos en una sociedad cada vez más competitiva, con una mezcla de asombro, vergüenza y preguntándonos quién es realmente la persona con discapacidad.

Cabe mencionar que anteriormente a la puesta en marcha de la Convención, ya existían instrumentos internacionales a favor de las personas con discapacidad, los cuales, o no eran vinculantes, como las Normas Uniformes sobre la Igualdad de Oportunidades de las Personas con Discapacidad, o si eran

Iberdiscap

vinculantes, sólo eran aplicables en algunos países, como la Convención Interamericana para la Eliminación de Todas las Formas de Discriminación contra las Personas con Discapacidad.

2. Metodología.

El material utilizado en laelaboración del estudio tiene como punto de partidala Convención de los Derechos de las Personas con Discapacidad, en virtud de que constituye lo más completo, vinculante y novedoso en cuanto al área de investigación que se maneja. También, de una manera enunciativa, no limitativa, se hace referencia a diversos instrumentos internacionales en materia de derechos humanos.

Se destaca que en la Convención de los Derechos de las Personas con Discapacidad se avanza de un modelo médico a un modelo social. El primero de ellos, focaliza las consecuencias de la enfermedad como un problema personal, ocasionado directamente por una enfermedad, un transtorno o cualquier otra alteración de la salud, que precisa asistencia médica y rehabilitadora en forma de un tratamiento individualizado. El manejo de las consecuencias de la enfermedad está enfocado a favorecer y facilitar la adaptación del individuo a su nueva circunstancia.

El segundo, es decir, el modelo social, por su parte, enfoca la cuestión desde el punto de vista de la integración social de los seres humanos que sufren las consecuencias de una enfermedad, considerando que esas consecuencias no son un atributo de la persona, sino un conjunto de alteraciones en la interacción de la persona y su medio, y se ven originadas por el entorno social.

3. Resultados y discusión.

A continuación, se detallan algunos derechos protegidos por la Convención, los cuales constituyen cartas de triunfo irrenunciables a favor de las personas con discapacidad.

En el presente trabajo, se hizo énfasis en ciertos colectivos, tomando en cuenta, en este caso, el criterio de edad, al hacer un comentario en específico a la infancia con discapacidad. Asimismo, se dedican apartados especiales al derecho a la protección de la salud y al derecho a la educación, sin perder de vista lo que subraya Nuria González Martín, [4], en cuanto a que, de acuerdo a la Conferencia Mundial de Derechos Humanos, llevada a cabo en Viena, del 14 al 23 de junio de 1993 y dentro de la Declaración y Programa de Acción, en el punto 5, "todos los derechos humanos son universales, indivisibles e interdependientes y están relacionados entresí".

3.1. Infancia con discapacidad.

Una de las razones por las que se enfatizó en la infancia con discapacidad, obedece a que si queremos dar sustentabilidad a todos los esfuerzos encaminados a lograr una sociedad más equitativa, es cuidando a nuestras niñas y niños, [5], no solamente en el aspecto material, sino en brindarles a las generaciones futuras una formación basada en los principios de tolerancia y respeto por el otro.

Por ello, los indicadores tradicionalmente utilizados –salud, educación, situación económica, familia, vecindario, desarrollo social- están recibiendo una atención renovada, con el intento de generar indicadores más ricos, [6].

En lo referente al artículo 7 de la Convención en estudio, que habla de los derechos de los niños y niñas con discapacidad, un avance significativo lo constituye la denominación de la infancia *con discapacidad*, superándose el término utilizado en la Convención de los Derechos del Niño, de 1989, que es el de niño *impedido*, sin que esté demás reiterar que en este sentido importa mucho más el contenido de los derechos que las palabras utilizadas.

Iberoscap

Lo anterior es congruente con lo dispuesto en el artículo 24 del Pacto Internacional de Derechos Civiles y Políticos en el sentido de que todo niño tiene derecho, sin discriminación alguna por motivos de raza, color, sexo, idioma, religión, origen nacional o social, posición económica o nacimiento, a las medidas de protección que su condición de menor requiere, tanto por parte de su familia como de la sociedad y del Estado.

También, cabe mencionar que la Asamblea General de las Naciones Unidas, mediante resolución de fecha 13 de septiembre del 2000, aprobó la Declaración del Milenio, otorgándole un rubro especial a las niñas y niños, a quienes pertenece el futuro, [7].

Por otro lado, la Convención Americana de Derechos Humanos, conocida como Pacto de San José, en su artículo 19, dispone que todo niño tiene derecho a las medidas de protección que su condición de menor requieren por parte de su familia, de la sociedad y del Estado.

En cuanto al artículo 7.3 de la Convención, en donde se establece que los Estados Partes garantizarán que los niños y las niñas con discapacidad tengan derecho a expresar su opinión libremente sobre todas las cuestiones que les afecten, opinión que recibirá la debida consideración teniendo en cuenta su edad y madurez, se destaca en virtud de que primero, con la Convención Internacional de los Derechos del Niño, suscrita en 1989 y su armonización en México a través de la reforma constitucional al artículo 18, con entrada en vigor el 13 de marzo del año 2006, fue un verdadero avance en la lucha por la no discriminación por motivos de edad y ahora, a todo esto se le agrega la circunstancia de la discapacidad lo cual es excelente y, profundizando en el mencionado artículo de la Convención en cuanto a que la opinión de los niños y niñas con discapacidad se recibirá con la debida consideración, es también muy importante ya que trasladándolo al tema de adopción de decisiones, si no fomentamos la participación de los niños, motivándolos a que expresen sus puntos de vista en temas variados, no nos extrañemos que al cumplir 18 años no les llame la atención emitir el sufragio correspondiente para elegir a candidatos en puestos de elección popular.

Otro aspecto muy ligado al siguiente tema que es el del derecho a la educación, es lo establecido en el artículo 7.1 de la Convención en cuanto previene que los Estados Partes tomarán todas las medidas necesarias para asegurar que todos los niños y las niñas con discapacidad gocen plenamente de todos los derechos humanos y libertades fundamentales en igualdad de condiciones con los demás niños y niñas.

3.2. Derecho a la educación

Otro de los rubros que se enfatizan, es el referente a la educación, como una herramienta imprescindible para que las personas alcancen su potencial y logren un desarrollo humano pleno y en igualdad de oportunidades. Tal derecho se encuentra regulado ampliamente en el artículo 24 de la Convención, y con miras a hacer efectivo este derecho sin discriminación y sobre la base de la igualdad de oportunidades, los Estados Partes asegurarán un sistema de educación inclusivo a todos los niveles.

Recordemos que la discapacidad, para su estudio y abordaje, se divide en discapacidad motriz, intelectual y sensorial. Refiriéndonos a esta última, la discapacidad visual, aún cuando el problema sea mínimo, se puede convertir en la principal causa de fracaso escolar. Las dificultades en la visión repercuten directa y negativamente en los indicadores educativos de reprobación, deserción y eficiencia terminal, así como en la integración de los jóvenes a su entorno social y familiar. Además, la comunidad educativa y la sociedad en general, carece aún de una cultura de la vista que promueva su atención y cuidado.

Con base en una investigación realizada en 1997, que mostró que el 12.7 % de la población escolar en primarias y secundarias oficiales padecían problemas de agudeza visual, la Secretaría de Educación

Iberdisca

Pública, (SEP) crea "Ver bien para aprender mejor", que es un programa nacional auspiciado por la Secretaría de Educación Pública que funciona bajo la modalidad de un fideicomiso privado, el cual se crea en 1998 a partir de la necesidad de atender a los escolares de educación básica que padecen alguna debilidad visual y que asisten a planteles públicos.

El programa "Ver bien para aprender mejor" es un programa social en donde la suma de esfuerzos de empresarios, ciudadanos, especialistas en optometría, docentes y padres de familia, permite orientar una política pública de salud visual escolar, apoyándose en la infraestructura gubernamental en beneficio de la sociedad.

A este respecto, debe destacarse en el desarrollo del programa la participación del magisterio, ya que la detección primaria de debilidad visual se realiza en el salón de clase, y, sin la participación responsable y capacitada de los docentes, la tarea de atención de debilidad visual a una matrícula de casi 23 millones de alumnos sería imposible,[8].

Asimismo, con el propósito de fortalecer el área educativa de las personas con discapacidad, durante los días 12, 13 y 14 de noviembre del año dos mil siete, se llevó a cabo el Congreso Internacional de Inclusión Educativa y Social, en Ciudad Juárez y Chihuahua.

El Primer Congreso Internacional de Inclusión Educativa y Social ha propiciado el surgimiento de nuevos y muy valiosos nexos de colaboración y ha permitido avizorar nuevos y superiores horizontes para la convivencia social armónica y solidaria, para la dignidad humana y para el éxito de una comunidad académica en promisorio crecimiento. La calidad de los ponentes fue extraordinaria, tal es el caso de Miguel López Melero, quien en su ponencia denominada "*Ética, diversidad, cultura…caminos para construir un sueño: la educación inclusiva"*, afirma que no puede haber educación si no hay compromiso ético.

> *Si la diferencia la consideramos como una lacra, estaremos en el discurso de la integración; si la consideramos como un valor, estaremos en el discurso de la educación inclusiva.*
>
> *…mi pensamiento es que la escuela pública en estos momentos necesita un nuevo proyecto educativo que haga realidad la inclusión en sus aulas. Un nuevo modelo educativo que ha de construirse sobre la base de la comprensión de que todas las personas que acuden a la escuela son competentes para aprender. Aceptar este principio es iniciar la construcción de un nuevo discurso educativo al considerar la diferencia en el ser humano como un valor y no como defecto y, a partir de ahí, renacerá una cultura escolar que al respetar las peculiaridades e idiosincrasia de cada niña y de cada niño evitará las desigualdades, una cultura de una escuela sin exclusiones.*

Según Miguel Ángel Verdugo Alonso, "…*en el campo educativo, a pesar de ser un ámbitomuy influyente en la vida de los niños, todavía sonescasos los trabajos sobre bienestar. Según Hegarty(1994) ello se explica en parte por la percepción de"frivolidad" adscrito al concepto calidad de vida enel contexto escolar, como si el bienestar percibidoen la escuela no fuera un elemento esencial parael aprendizaje, el desarrollo del potencial personal,y por ende, para la consecución de los objetivostradicionales de la educación".*

3.3 . Derecho a la protección de la salud

En el ámbito de la salud, se hace referencia a la aclaración que Odalinda Chávez Sánchez, [9], hace a este respecto. En efecto, no se puede hablar de un derecho a la salud, sino de un derecho de protección de la salud, en virtud de que la salud en sí depende de aspectos tales como factores genéticos, ambientales, autocuidado, en fin, se trata de cuestiones que escapan al control y responsabilidad del Estado.

Iberoamericana

La Convención se refiere al derecho a la protección de la salud, en su artículo 25 y, como también se expresa en el Pacto Internacional de Derechos Económicos Sociales y Culturales, toda persona tiene derecho a gozar del más alto nivel de salud.

Así, el inciso b) del mencionado precepto, al establecerse lo relativo a la prevención, se especifica que los Estados Parte proporcionarán los servicios de salud que necesiten las personas con discapacidad específicamente como consecuencia de su discapacidad, incluidas la pronta detección e intervención, cuando proceda y servicios destinados a prevenir y reducir al máximo la aparición de nuevas discapacidades, [10].

En materia de prevención de discapacidades, se consultaron opiniones médicas, dando como resultado interesantes aportaciones poco exploradas.

Efectivamente, tanto a lo largo de lo expuesto en el presente trabajo, así como en las fuentes consultadas, el tema de la discriminación en contra de las personas con discapacidad se enfoca en la necesidad de concientizarnos y reeducarnos en tolerancia y en una cultura de inclusión y aceptación de la diversidad, es decir, de ver la diferencia como un valor. Aquí es donde surge la interrogante, por qué si la diferencia, en este caso, la discapacidad, es un valor, por qué es necesario prevenirla?

Porque a pesar de todo lo que se avance en la promoción y protección de los derechos de las personas con discapacidad, no debemos desconocer que así como constituye un extraordinario reto para que la persona con discapacidad y sus seres queridos desarrollen áreas inexploradas e insospechadas del crecimiento humano y engrandecimiento del espíritu, también constituye una limitante para el pleno desarrollo de las potencialidades y, por otro lado, instrumentos de derechos humanos, tal como el Pacto Internacional de Derechos Económicos, Sociales y Culturales, como ya se mencionó, establecen que toda persona tiene derecho a gozar del nivel más alto de salud.Por ello, en cuanto a prevención de discapacidades, a parte de la implementación de una cultura de prevención de accidentes, la recomendación de la Organización Mundial de la Salud y de la Organización Panamericana de la Salud, es en el sentido de enfocar la atención a la mujer en edad fértil, que va de los 12 a los 45 años.

Por un lado, se acepta que en la concepción de un ser humano se requiere una célula femenina y otra masculina y, para tener un producto sano, es evidente que se requiere la salud de ambas células por igual. Sin embargo, el producto se gesta en un cuerpo femenino.

En cuanto a la salud del padre, la exigencia sería en el sentido de que no sea promiscuo, o bien, que practique sexo seguro, es decir, con uso de preservativo, que no tenga adicciones, que tenga una nutrición adecuada, entre otros aspectos.

Dicha exigencia de condiciones de salud no se puede comparar al caso de la mujer gestante y antes de la gestación.

Partiendo de que la mayoría de las circunstancias de la naturaleza escapan al control total de los médicos, existen recomendaciones médicas que sí podrían incidir directamente en la prevención de discapacidades congénitas y durante la gestación, tal como una adecuada dosis de ingesta de ácido fólico por parte de la mujer durante por lo menos cuatro meses de anterioridad a la concepción. Cabe señalar que una estrategia acertada ha sido incluir ácido fólico en la tortilla de maíz, la cual forma parte de la dieta de la población mexicana. Lo que habría que revisar es si la cantidad de ácido fólico incluida en la tortilla de maíz garantiza el aporte requerido por una mujer embarazada.

Cabe destacar que en el año 2001, se aprobó la Norma Oficial Mexicana NOM-034-SSA2-2002, para la Prevención y Control de los Defectos al Nacimiento, en la cual se explica que

Iberisan

…los defectos al nacimiento son un conjunto de patologías que alteran la estructura anatómica, la fisiología de la misma, los procesos del metabolismo y del crecimiento y desarrollo de los fetos y neonatos. Algunos de estos defectos pueden ser prevenibles, diagnosticados y manejados oportunamente; esta última acción permite ofrecer a la madre atención con calidad al momento de la resolución obstétrica y, al neonato, posibilidades de una mejor condición de vida.

En los últimos años, los logros obtenidos en el campo de la genética y del diagnóstico prenatal han tenido gran trascendencia, y se orientan a proporcionar la detección temprana de alteraciones fetales o complicaciones maternas que colocan en riesgo al binomio madre-hijo, así como a plantear estrategias dirigidas a reducir el riesgo de recurrencia.

En esta Norma Oficial Mexicana se incluyen los principales defectos prevenibles o susceptibles de diagnóstico temprano, así como las medidas de prevención y control que puedan tener un impacto epidemiológico prioritario en las tasas de morbilidad y mortalidad perinatal durante un periodo no mayor de cinco años.

Aunado a lo anterior, el Protocolo Adicional a la Convención Americana Sobre Derechos Humanos en materia de Derechos Económicos, Sociales y Culturales, "Protocolo de San Salvador" (Adoptado en San Salvador, El Salvador, el 17 de noviembre de 1988, en el decimoctavo período ordinario de sesiones de la Asamblea General) dispone que toda persona tiene derecho a una nutrición adecuada que le asegure la posibilidad de gozar del más alto nivel de desarrollo físico, emocional e intelectual. Además, que con el objeto de hacer efectivo este derecho y a erradicar la desnutrición, los Estados partes se comprometen a perfeccionar los métodos de producción, aprovisionamiento y distribución de alimentos, para lo cual se comprometen a promover una mayor cooperación internacional en apoyo de las políticas nacionales sobre la materia.

Luego entonces, en niveles socioeconómicos bajos, el riesgo de desnutrición en mujeres en edad fértil es por falta de recursos económicos y, en estratos medios y altos, el riesgo de desnutrición es por anorexia y otro tipo de desórdenes alimenticios, ubicados más bien dentro del ámbito de la salud mental.

Es importante subrayar que la circunstancia de que la discapacidad sea observada, analizada y atendida desde el punto de vista médico, es correcto, pero el gobierno y parte de la sociedad civil organizada, nunca debe perder la perspectiva de derechos.

Ibero-Cap

En la fotografía se pueden apreciar a los integrantes de *Promotoría Social, Personas con Discapacidad, A. C.*, organización que tiene como propósito impulsar la autosuficiencia de personas con discapacidad motriz, sensorial e intelectual

4. Conclusiones y trabajos futuros

PRIMERO. El principal obstáculo que enfrentan las personas con discapacidad no son los escalones, que les invadan su cajón de estacionamiento o que no se transmitan las noticias en lenguaje de señas, sino la falta de una verdadera conciencia social, tolerancia y educación.

SEGUNDO. De manera paralela, uno de los objetivos centrales de los esfuerzos del gobierno y de las organizaciones de la sociedad civil, en pro de las personas con discapacidad, es y debe ser, elevar su calidad de vida.

TERCERO. Se debe emprender un trabajo decidido de armonización del derecho interno con la Convención de los Derechos de las Personas con Discapacidad.

CUARTO. Dentro del campo de las ciencias sociales, se debe estudiar a la discapacidad desde una perspectiva de derechos, sin soslayar y nutriéndose siempre del aspecto médico el cual se encuentra a cargo de los especialistas de tal campo.

QUINTO. La Convención de Naciones Unidas sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad está dirigida hacia dicho colectivo, pero nos beneficia a todos.

SEXTO. Se reitera la importancia del conocimiento, por parte de la comunidad jurídica, de instrumentos internacionales como la Convención de los Derechos de las Personas con Discapacidad para su debida aplicación, como un ejemplo vinculante, el más actual y el más completo por el momento, en la materia.

SEPTIMO. Debemos ver a la discapacidad como parte de la diversidad y la condición humanas.

OCTAVO. Dotar a las personas con discapacidad de las herramientas necesarias para ejercer sus derechos, no es hacerles un favor, sino reconocerles algo que legítimamente les corresponde. No es una cuestión de paternalismo, ni asistencialismo, ni siquiera de victimización.

Inedisca

Referencias

[1] De acuerdo al artículo 45 de la Convención, dicho instrumento internacional entrará en vigor el trigésimo día a partir de la fecha en que haya sido depositado el vigésimo instrumento de ratificación o adhesión, siendo Ecuador el país número 20 quien llevó a cabo este depósito de ratificación el 3 de abril del año 2008. Cabe mencionar que el Protocolo Facultativo también entró ya en vigor, en virtud de que de acuerdo al artículo 13 del Protocolo Facultativo de la Convención Sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad, dicho acuerdo entrará en vigor el trigésimo día después de que se haya depositado el décimo instrumento de ratificación o adhesión.

[2] Desafortunadamente, Don Gilberto Rincón Gallardo falleció el 30 de agosto del año 2008.

[3] En dicho mes y año se adicionó un párrafo tercero al artículo primero de la Constitución Política de los Estados Unidos Mexicanos, mediante el cual queda prohibida toda discriminación motivada por origen étnico o nacional, el género, la edad, las discapacidades, la condición social, las condiciones de salud, la religión, las opiniones, las preferencias, el estado civil o cualquier otra que atente contra la dignidad humana y tenga por objeto anular o menoscabar los derechos y libertades de las personas.

[4] González Martín, Nuria, *Convención de Naciones Unidas sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad,* Boletín Mexicano de Derecho Comparado, núm. 120, consulta en línea disponible en http://www.ejournal.unam.mx/bmd/bolmex120/BMD000012018.pdf, realizada el 2 de junio del año 2010.

[5] Entendiendo por niña o niño, toda persona menor de 18 años, de acuerdo a la Convención de los Derechos del Niño, de 1989.

[6] Verdugo Alonso, Miguel Ángel, *Calidad de Vida,* Congreso Internacional de Inclusión Educativa y Social, celebrado del 12 al 14 de noviembre del año 2007, Chihuahua, Chihuahua. y Ciudad Juárez, Chihuahua.

[7] "En nuestra calidad de dirigentes, tenemos pues, un deber que cumplir respecto de todos los habitantes del planeta, en especial, los más vulnerables y, en particular, los niños del mundo, a los que pertenece el futuro". Artículo 1.2, *Declaración del Milenio*, Asamblea General de las Naciones Unidas. Organización de las Naciones Unidas, (ONU) Declaración del Milenio, consulta disponible en http://www.un.org/spanish/milleniumgoals/ares552.html, realizada el 3 de junio del año 2010.

[8] Programa "Ver bien para aprender mejor", Secretaría de Educación Pública, (SEP) consulta realizada en Internet el 25 de abril del 2010, disponible en http://www.verbien.org.mx/antecedentes.php.

[9] González Martín, Nuria y Chávez Sánchez, Odalinda, *Dos temas torales para los derechos humanos. Acciones positivas y justiciabilidad de los derechos sociales,* México, Porrúa-UNAM, 2008, p. 203.

[10] Con respecto al tema de prevención de discapacidades, la Convención Interamericana para la Eliminación de Todas las Formas de Discriminación Contra las Personas conDiscapacidad, en su artículo III.2, establece que para lograrlos objetivos de dichaConvención, los Estados Parte se comprometen a trabajar prioritariamente en el área de prevención de todas las formas de discapacidad prevenibles, así como a colaborar de manera efectiva en la investigación científica y tecnológica relacionada con la prevención de las discapacidades, (artículo IV. 2).

Iberoiscap

Diseño y equipamiento de una Unidad de Terapia Intensiva para Obesos Mórbidos

J. Boccolini[1], P. Senestrari[2] , D. Beltramone[3]

[1]Universidad Nacional de Córdoba: Independencia 69, Alcira Gigena, Argentina, +393393895439, jjboccolini@hotmail.com

[2]Universidad Nacional de Córdoba: Montevideo 2821, Córdoba, Argentina, +393393895439, pedrosenestrari@hotmail.com

[3]Universidad Nacional de Córdoba: CC 755 Correo Central - CP 5000 - Córdoba – Argentina, +543514334147 ext 103 - dbeltramone@efn.uncor.edu

Resumen.

Proyecto Integrador en el cual se diseña una Unidad de Terapia Intensiva para personas con obesidad mórbida, teniendo en cuenta los requerimientos particulares de infraestructura y el equipamiento médico adecuado para este tipo de pacientes.Abordado desde una visión multidisciplinaria donde algunas de las áreas involucradas fueron: ingeniería, arquitectura, medicina y área técnica.Si bien este trabajo está relacionado a un solo sector Hospitalario (Unidad de Terapia Intensiva), sus conclusiones pueden ser tenidas en cuenta, con la debida prudencia, para el estudio de problemáticas similares con otros sectores del mismo como Quirófanos, Guardia, Tratamiento por Imágenes, etc. Se centra en el polo sanitario de Argentina, pudiéndose extrapolar a cualquier lugar del mundo con las apropiadas adaptaciones, dependiendo de las medidas antropométricas de cada paciente.

Palabras clave: obesidad, UTI, diseño, equipamiento, hospital.

1. Introduccióny contenidos

1.1. Introducción

En Argentina, la obesidad es reconocida oficialmente como una verdadera enfermedad a partir de la sanción de la Ley 26.396 [1], llamada “Ley de Obesidad” en agosto de 2008. Posteriormente a través de la Resolución 742/2009 se aprueba e incorpora al programa médico obligatorio el conjunto de prestaciones básicas esenciales para la cobertura de la obesidad en pacientes adultos con Índice de Masa Corporal (IMC) igual o mayor a treinta y con al menos una co-morbilidad.

La **obesidad** se manifiesta como un exceso de almacenamiento de tejido adiposo que supera los valores considerados normales en un individuo y produce alteraciones tanto morfológicas como funcionales. Se presenta cuando el Índice de Masa Corporal en el adulto es mayor de 30 unidades.

El índice de masa corporal (IMC) es una medida de asociación entre el peso y la talla de un individuo.

iberiacap

$$\text{IMC} = \frac{\text{Peso Actual } [\frac{\text{kg}}{\text{m}^2}]}{(\text{Altura}[\text{metros}])^2}$$

Fórmula 1: Índice de Masa Corporal

Según este índice se puede clasificar el estado nutricional de la población del siguiente modo [2]:

IMC	Estado Nutricional
< 18.5	Bajo
18.5 – 24.9	Normal
25.0 – 29.9	Sobrepeso
30.0 – 34.9	Obesidad Clase I
35.0 – 39.9	Obesidad Clase II
> 40	Obesidad Clase III (Obesidad Mórbida)

Tabla 1: Clasificación de la OMS del estado nutricional de acuerdo con el IMC

Nuestro estudio se centra en la Obesidad Clase III, también denominada "Obesidad Mórbida".

En la actualidad nos encontramos con el siguiente panorama: según la Segunda Encuesta Nacional de Factores de Riesgos (ENFR) [3], realizada en el año 2009, por el Ministerio de Salud de la Nación, más de la mitad de la población (53,4%) presenta exceso de peso (sobrepeso y obesidad) habiendo aumentado significativamente la obesidad de 14,6% a 18.0%, sin cambios en la prevalencia de sobrepeso, que es de 35.4%, comparada con la Primera Encuesta Nacional de Factores de Riesgos, realizada en el 2005.

La obesidad es una amenaza para la vida, es una enfermedad progresiva y crónica de proporciones epidémicas que afecta a todo el mundo, no distingue color de piel, edad, nivel socioeconómico, sexo o situación geográfica.

En vista de estos resultados se propone "el diseño y equipamiento de una Unidad de Terapia Intensiva (UTI) para obesos mórbidos", con el fin de presentar una alternativa a dicha problemática.

Además, el auge de los bypass gástrico, la reducción de estómago y las bandas gástricas han llevado un mayor número de pacientes bariátricosen busca de proveedores de cuidados médicos. Luego de cualquier tipo de las cirugías antes mencionadas el paciente pasa del Quirófano a la UTI.

El presente trabajo se abordará desde una visión multidisciplinaria donde algunas de las áreas involucradas son: ingeniería, arquitectura, medicina y área técnica.

1.2. Planteamiento y Delimitación del Problema

Actualmente la obesidad constituye uno de los temas primordiales a tratar a nivel mundial, ya que [4]:

- Es la segunda causa de muerte evitable en el mundo.
- Según la Organización Mundial de la Salud, en el año 2005 alrededor de 1600 millones de adultos (mayores de 15 años) en el mundo tenían sobrepeso, de los cuales más de 400 millones eran obesos.

iberlisap

- En 2005 había en todo el mundo al menos 20 millones de menores de 5 años con sobrepeso.
- Se calcula que para el año 2015 habrá 2300 millones de adultos con sobrepeso, de los cuales más de 700 millones serán obesos.
- Las personas obesas tienen un 50% más de probabilidad de riesgo de muerte que aquellas personas con peso normal (mismas edades).

Son muchas las acciones que se intentan implementar para poder revertir esta situación, debido al incremento del número de personas afectadas por esta patología (49.1% en el 2005 en Argentina y 53.4% en el 2009) [5].

Es así como el sector sanitario se ha visto desbordado por el incremento de este tipo de pacientes, dejando asimismo en evidencia la falta de infraestructura, equipamiento, instalaciones y personal.

Este trabajo pretende brindar una posible solución funcional a una parte de este problema a través del diseño y equipamiento de una Unidad de Terapia Intensiva (UTI) para obesos mórbidos. Se pretende a partir de este punto sentar bases para la implementación en distintas áreas hospitalarias.

1.3. Objetivos

→ Diseñar una Unidad de Terapia Intensiva para personas con obesidad mórbida, teniendo en cuenta los requerimientos particulares de infraestructura y el equipamiento médico adecuado para este tipo de pacientes.

→ Evaluar la aceptabilidad del diseño propuesto por un grupo de profesionales abocados en el tema y con experiencia comprobada.

2. Metodología

El enfoque metodológico propuesto y comprometido para el abordaje de este trabajo parte de la investigación y recolección de datos, en su gran mayoría de la experiencia que los distintos profesionales fueron adquiriendo altratar con personas obesas. Esta experiencia marcó nuestra forma de trabajo, basada en entrevistas, visitas y recopilación de información de las distintas posibles soluciones que se proponen en diversos países para atender la problemática: "*la adaptación del ámbito hospitalario a los requerimientos de los pacientes obesos*".

Adoptamos la mencionada metodologíaa partir del hecho de que no existe en nuestro país una normativa que especifique cómo debe diseñarse una Unidad de Terapia Intensiva para Obesos Mórbidos, ni cómo equiparla. Países como Estados Unidos poseen grandes avances en esta materia pero hay que tener encuenta que el biotipode su población no es el mismo que el de los habitantes argentinos. De este modo, se planteó como metodología adecuada realizar entrevistas a los propios profesionales encargados de la atención de estos pacientes.

Esta forma de trabajo recurre prioritariamente a los diseños metodológicos de carácter cualitativo para la recolección de datos y se caracteriza por ser descriptiva, interpretativa y subjetiva.

A partir del marco metodológico descripto, las técnicas de investigación utilizadas para el abordaje del objeto de estudio fueron las siguientes:

-Observación participante -Entrevista en profundidad -Cuestionario semi-estructurado -Búsqueda y análisis de archivos históricos -Consulta de documentación -Documentos personales

ibendiscap

3. Resultados y discusión

3.1. Fundamentación

Se eligieron las Provincias de Córdoba y Buenos Aires debido a su carácter representativo en cuanto a densidad de población y la importancia de sus centros de atención a la salud relacionados con los obesos.

En una primera instancia se habíapensado en el diseño de una UTI exclusiva para Obesos Mórbidos, con 6 camas de internación y 2 box aislados, basándose en las recomendaciones del Consejo de Diseño de Habitaciones Bariátricas - Bariatric Room Design Advisory Board (BRDAB) [6], las cuales contemplan en todos los casos dos tipos de medidas, las mínimas y las aconsejadas, en esta instancia utilizamos las medidas aconsejadas pensadas para personas con IMC superior a 60.

Prontamente se desestimó este diseño debido al bajo porcentaje de pacientes que requieren de este tratamiento crítico, lo que nos llevaba a tener el mayor tiempo una tasa de ocupación baja, traduciéndose esto en: pérdidas económicas para el centro sanitario, amplios espacios físicos requeridos para construirlo, costos elevados del equipamiento, de construcción y mantenimiento, falta de fundamento para que el diseño sea viable debido a que no se registran la suficiente cantidad de casos con ese índice de masa corporal en la Argentina, como para tener todas las camas ocupadas.

Existía la posibilidad de conservar el diseño como estaba con la idea de utilizar las camas de internación y los aislados con obesos clase I y II, pero además de seguir siendo antieconómico, el impacto en estos pacientes sería poco saludable psicológicamente por el sentimiento de discriminación.

Es en este momento donde se presentó el punto de inflexión en nuestro trabajo, ya que la idea inicial no era viable.

Entonces, luego del análisis de la información facilitada por el Dr. Carlos Simon [7] (obesos empadronados en la obra social provincial de Córdoba APROSS parasometerse a una cirugía bariátrica)la cual arrojó que:27% tiene un IMC entre 25 y 40, 65.4% tiene un IMC entre 40 y 60, solo el 7.6% de la población tomada como muestra (191 pacientes) presentaba un IMC mayor a 60, del total de población de obesos un 10% de estos son adolescentes.

El análisis dela información aportada por el Dr. Sergio Verón [8] (muestra de 158 obesos atendidos en la Clínica de Nutrición y Salud Dr. Alberto Cormillot – Año 2008);la cual arrojó que:33.5% tiene un IMC entre 25 y 40, 55.7% tiene un IMC entre 40 y 60, solo el 10.8% de la población tomada como muestra presentaba un IMC mayor a 60, del total de población de obesos un 8.9% de estos son adolescentes.

Se optó de esta manera por establecer que de las 6 camas de internación, 4 son para obesos adultos con un IMC entre 25 y 40, una para adolescentes y otra paraobesos mórbidos. Con 2 Box aislados, uno para obesos adultos y otro para obesos mórbidos.

Con esto se consigue una mayor funcionalidad de la UTI, así como abaratar los costos de construcción al reducir la superficie fisca a edificar, los costos en el mantenimiento y los costos en adquisición de equipamiento. Aquí también se contempla la población de adolescentes que padecen este trastorno alimentario.

Es fundamental entonces subrayar que se obtuvo de esta manera una Unidad de Terapia Intensiva adaptable para los distintos casos de pacientes, incluyendo toda la población de obesos.

Es así como el proyecto toma vida por sí solo, permitiendo incorporarlo entodo centro sanitario privado que desee brindar este tipo de atención y en todo centro sanitario público que cumpla con la Ley 26.396, ya que para estos últimos no es opcional la atención a toda persona que padece obesidad, no tendrían que existir excusas como falta de infraestructura o equipamiento adecuado.

Iberoisap

3.1. Diseño Final

Está conformado de la siguiente forma:

- Posee cuatro camas de internación para obesos adultos con un IMC entre 25 y 40.
- Una cama de internación para adolescentes obesos (indicada con el círculo color azul), la cual cuenta con la posibilidad de disponer de sillas para acompañar al mismo y así hacer más amena su estadía en la UTI, dentro de las disposiciones permitidas por la misma. También pensando en el trauma sicológico que puede conllevaren el adolescente, se acopla una computadora con acceso a internet, la cual es desmontable en el caso de una urgencia médica.
- Una cama de internación paraobesos mórbidos (indicada con el círculo color verde).
- Un box aislado para obesos con un IMC entre 25 y 40.
- Un box aislado para obesos mórbidos (indicada con el círculo color rojo).
- Goza de un monorriel como medio de movilidad interna para los pacientes, el cual en los diseños anteriores no había sido contemplado ya que se sugería como medio de desplazamiento una grúa móvil, siendo esta última ahora un apoyo de la primera en los casos que se tenga que mover al paciente por caminos que no estén contemplados en la trayectoria del monorriel.
- El Puesto de control cuenta con una doble funcionalidad ya que a la vez es botiquín de medicamentos y material descartable.
- Puertas doble hoja, oscilantes, de 1.7mts de ancho con apertura desigual, una hoja de 1.10 mts y la otra de 0.6 mts contempladas en los sectores a los cuales pueden acceder los obesos.
- Áreas administrativas unidas para mejorar la eficiencia en el manejo de la información (Secretaria e Informes Familia).
- Depósito de equipos con una gran superficie disponible teniendo en cuenta que el equipamiento ocupa un volumen considerablemente superior al equipamiento con el que es habitual tratar en las terapias intensivas.
- Se individualiza en femenino y masculino los vestuarios para médicos – enfermeros.
- Amplio espacio contemplado para Juntas Médicas y Áreas de Reuniones, aumentando las comodidades de los especialistas de la salud que atienden al paciente.
- Individualización de los baños en los box aislados.
- El recorrido del monorriel continúa hacia el quirófano lugar de donde luego de una cirugía bariátrica se traslada al paciente hasta la UTI, permitiendo dejarlo directamente sobre la cama de internación que le corresponda. Dicho recorrido contiene el ingreso a los baños y al depósito de cadáveres. No se ingresó con el monorriel a los aislados para preservar su condición justamente de aislado, utilizando en este caso la grúa móvil desde la puerta del mismo hasta la cama.
- Cuatro lavabos que son activados a través de células electrónicas, para conservar al máximo el nivel antiséptico necesario.
- Espacios que contemplan las dimensiones de este tipo de pacientes.

Iberdiscap

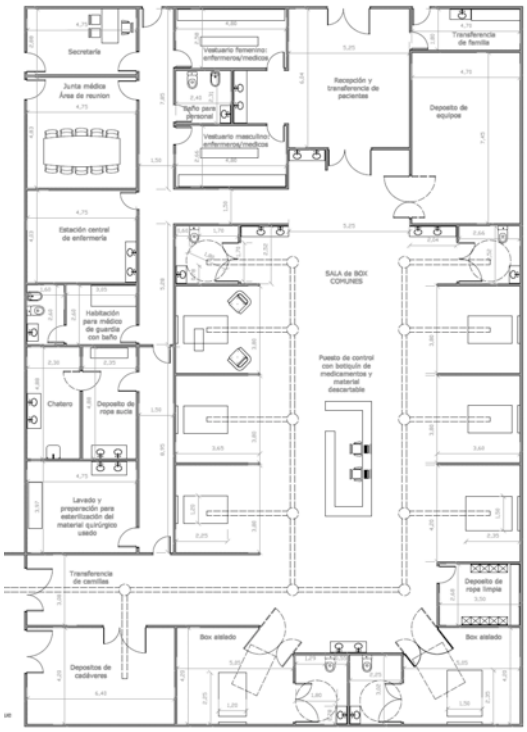


Ilustración 1: Layout Final – Planta UTI. Escala 1:100.

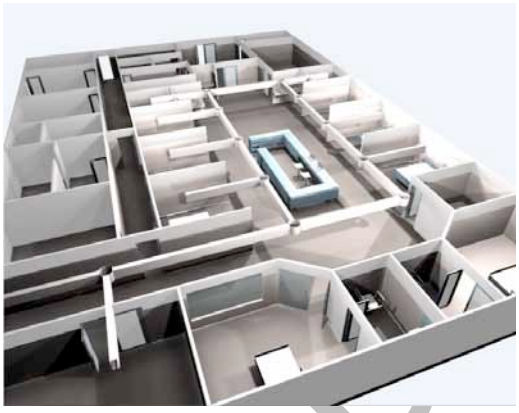


Ilustración 2: Render - Vista aérea desde los boxes aislados.

En esta vista se puede apreciar con gran detalle la conformación de la UTI en general, destacándose:

- → El recorrido del monorriel.
- → Box aislado con puertas de vidrio transparente, igual que la amplia ventana en la pared que permiten el monitoreo permanente desde el puesto de control.
- → Baño donde se aprecian las barras de agarre.
- → Largo del puesto de control, lo que permite desde cualquier punto del mismo observar a los pacientes internados.
- → La doble funcionalidad del puesto de control, donde se aprecian los cubículosdisponibles para medicamentos y material descartable.
- → Espacio libre en la parte inferior del puesto de control que permite el fácil aseo del piso.
- → Cama de internación con espacios amplios a los costados y a los pies de la cama propiamente dicha.
- → Pisos antideslizantes,zócalos sanitarios y paredes lavables y con pintura ignífuga.

Iberdiscap

4. Conclusiones y trabajos futuros

4.1. Conclusiones en cuanto a Diseño

- ✓ Considerandoel estudio de los datos, estadísticas e información recolectada a lo largo del tiempo en el que se visitaronlas distintas instituciones y de las variadas entrevistas y distintos puntos de vistas de los profesionales especializados en el tratamiento de obesos, se confeccionó el diseño final, en el cual ***se modificala idea inicial***de diseñar una Unidad de Terapia Intensiva "exclusiva" para Obesos Mórbidos estableciendo una UTI para Obesos Mórbidos y Obesos Clase I y II, contemplando a pacientes Obesos Adolescentes.
- ✓ A partir del ***diseño flexible*** se consigue una ***mayor funcionalidad*** de la UTI, así como abaratar los costos de construcción al reducir la superficie fisca a edificar, los costos en el mantenimiento y los costos en adquisición de equipamiento, ***permitiendo incorporarseentodo centro sanitario***
- ✓ Se obtuvo una Unidad de Terapia Intensiva ***adaptable*** para los distintos casos de pacientes, ***incluyendo toda la población de obesos***.

4.2. Conclusiones en cuanto a Equipamiento

- ✓ ***Cuenta con equipamiento proyectadopara Obesos Mórbidos y equipamiento para Obesos Clase I y II.***
- ✓ Los diseñadores y planificadores de los equipos médicos deben ser conscientes de la capacidad de soporte de peso de estos elementos. Gran parte de ellos necesitan estar diseñados con una capacidad de carga de hasta los 300-350 kg, aunque los pacientes que se presentan a estas unidades pueden llegar a pesar 500 kg.
- ✓ Las camas de alta calidad inherentes a la atención bariátrica deben facilitar la comodidad y la movilidad del paciente, así como mitigar el riesgo de lesiones de los enfermeros y los pacientes obesos.
- ✓ Las grúas son esenciales en la enfermería bariátrica. Se plantea la utilización de grúas instaladas en el techo como una forma de reducir el número de objetos sobre el piso en la sala de pacientes y de reducir los requerimientos de almacenamiento de equipos, así como también facilitar el transporte de los pacientes.

4.3. Conclusiones en cuanto a Profesionales

- ✓ Cada diseño realizado fue evaluado por distintos profesionales instruidos en la problemática, es así como se pasó de un primer layout al siguiente y de este al final. Las opiniones de estos nos permitieron ver opciones diferentes y tener en cuenta perspectivas nuevas.
- ✓ Se llegó a un consenso definitivo después de muchos meses de estudio, en donde se buscó integrar aspectos técnicos, con funcionalidad médica y siempre se tuvo en cuenta el bienestar del paciente aumentando al máximo posible su confort.
- ✓ El diseño final es la suma de las distintas áreas involucradas a saber: ingeniería, arquitectura, medicina y área técnica. Obteniendo una ***"Unidad de Terapia Intensiva para Obesos Mórbidos y Obesos clase I y II".***

4.4. Trabajos Futuros

Se origina a su vez la posibilidad de extender el Proyecto hacia otras áreas dentro de un centro sanitario,pensado desde su concepción para la atención de pacientes obesos, lo que aportaría con seguridad un avance importantísimo para la solución de la problemática general, que es la ***Atención Integral del Paciente Obeso.***

Iberdiscap

Referencias

[1] Ley N° 26.396 PLN - Poder Legislativo Nacional. Prevención y control de los trastornos alimentarios. Sanción: 13/08/2008; Promulgación: 02/09/2008; Boletín Oficial 03/09/2008. Disponible en:

http://test.e-legis-ar.msal.gov.ar/leisref/public/showact.php?id=11533&word=

[2] WHO, Obesity. Preventing and managing the global epidemic. Ginebra: World Health Organization, 1997; 17-40

[3] Ministerio de Salud de la Nación Argentina, Segunda Encuesta Nacional de Factores de Riesgo, Estudio peso corporal. 2009

[4] OMS, "Obesidad y sobrepeso". Nota descriptiva online N°311. 2010. Disponible en:
http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/es/index.html

[5] Información obtenida de la página oficial del Ministerio de Salud de la Nación, a partir de la Primera y Segunda Encuesta Nacional de Factores de Riesgo (ENFR). http://www.msal.gov.ar/htm/site/enfr/que_aspectos.asp

[6] Grupo formado por la compañía Hill-Rom de Batesville, Indiana, para investigar el desarrollo de estándares de la industria para el diseño de equipos e instalaciones para pacientes con Obesidad Mórbida.Recomendaciones utilizadas: http://www.hfmmagazine.com/hfmmagazine_app/hospitalconnect/search/article.jsp?dcrpath=AHA/PubsNewsArticleGen/data/0403HFM_DEPT_Arch_and_Design&domain=HFMMAGAZINE

[7] Dr. Carlos Simon. Médico cirujano especialista en cirugía bariátrica. Director del Hospital Córdoba, pionero en dicha especialidad en la Provincia de Córdoba.

[8] Dr. Coordinador de la Clínica Cormillot, ubicada en Cuba 3684 Capital Federal (1429), Buenos Aires, Argentina.

http://www.sergioveron.com.ar

El equipamiento de la Unidad de Terapia Intensiva no es descripto en este póster ya que no fue uno de los objetivosdiseñar nuevo equipamiento, y debido el escaso espacio disponible se priorizo el diseñó de la misma, el cual es original y único. En el trabajo original se describe uno por uno de los equipos de acuerdo a lo existente en el mercado en materia de obesidad y en determinados casos se propusieron posibles soluciones.

El trabajo original es un Proyecto Integrador presentado para cumplir con los requisitos finales para la obtención del título de Ingeniero Biomédico de los autores el cual cuenta de 150 páginas, con descripción detallada de los procedimientos, tablas, entrevistas, fotos, renders, layouts, etc. Dicho trabajo puede ser solicitado enviando un correo electrónico a las direcciones citadas al comienzo de este poster.

Iberdisca

Ambiente virtual para a motivação dos Agentes Comunitários de Saúde

M.H.B.M. Barreto[1], A.F. Frère[1], T.A. Scardovellli[1], A.L. Manrique[2]

[1]Núcleo de Pesquisas Tecnológicas/UMC: Av. Dr. Cândido Xavier de Almeida e Souza, 200, Mogi das Cruzes - SP, Brasil, Tel. (+55 11) 4798-7112,b.marin@uol.com.br, annie@umc.br, terigi@gmail.com

[2]Departamento de Matemática/PUC-SP: Rua Marquês de Paranaguá, 111, São Paulo - SP, Brasil, Tel. (+55 11) 3124-7200,manrique@pucsp.br

Resumo.

Este trabalho teve como objetivo motivar o registro correto das informações relacionadas às necessidades de cada membro das famílias atendidas por Agente Comunitário de Saúde (ACS), visando principalmente melhorar o fluxo das informações para as pessoas com deficiências. Para atingir esse objetivo foi desenvolvido um ambiente virtual em Visual Basic.NET que permite o registro das atividades, procedimentos e marcadores dos ACS, com fácil acesso e interação. O ambiente virtual mostrou-se positivo, uma vez que as informações foram lançadas diariamente, após as visitas domiciliares, saneando osproblemas relacionados à falta de informação e conseqüentemente a falta de cuidados ou de benefícios para as pessoas atendidas pelas equipes de saúde da família.

Palavras-chave: Ambiente virtual, motivação e agente comunitário da saúde.

1. Introdução

O Sistema Único de Saúde (SUS) foi criado em 1988, constituindo-se num relevante passo para a reforma sanitária no Brasil. Como estratégia para a reorientação do modelo de atenção básica em saúde, visando à melhoria do SUS e da qualidade de vida da população, o Ministério da Saúde instituiu, respectivamente em 1991 e 1994, o Programa de Agente Comunitário da Saúde (PACS) e o Programa Saúde da Família (PSF).

O PACS [1], de acordo com o Ministério da Saúde, representa um dos maiores avanços atuais na história da Saúde Pública no Brasil, uma vez que ele é inovador ao estimular a participação ativa de agentes sociais na efetivação das políticas públicas de saúde. O PSF, por seu lado, surge como um eixo estruturante dos serviços, em nível da atenção primária à saúde [2]. Segundo o Ministério da Saúde [3], o programa deve ser compreendido como modelo substitutivo da rede básica tradicional e reconhecido como uma prática que requer alta complexidade tecnológica nos campos do conhecimento e do desenvolvimento de habilidades e de mudanças de atitudes. A valorização da família e da comunidade, assim como sua participação ativa na prevenção da doença e na promoção da saúde, é ponto comum aos dois programas.

O Ministério da Saúde [4] recomenda que uma Equipe de Saúde da Família (ESF) seja formada, minimamente, por um médico, uma enfermeira, uma auxiliar de enfermagem e quatro a seis agentes comunitários de saúde (proporção de um agente para, no máximo, 150 famílias ou 750 pessoas). Ademais, o PACS deve ser composto obrigatoriamente por um instrutor/supervisor, que em geral é uma enfermeira. O Agente Comunitário de Saúde (ACS) é elemento essencial na equipe, pois, além de pertencer à comunidade onde exerce as suas atividades, é o principal elo integrador entre comunidade e USF [5]. Entretanto devido a resistência por parte dos ACS em atender as solicitações ou orientações do

iberdisap

supervisor, há falta de comunicação sobre as reais necessidades da comunidade. Essas falhas são muito comuns na identificação de crianças com deficiências leves. As informações sobre dificuldades motoras, visuais, auditivas ou mentais devem ser feitas o mais cedo possível, pois quando repassadas para a equipe, a criança e sua família são beneficiadas, através de diagnóstico, tratamento especializado e ajuda financeira. Dada a amplitude do tema e seus possíveis desdobramentos, o objetivo geral deste trabalho foi o de desenvolver um ambiente virtual que motive as pessoas envolvidas no Programa de Saúde da Família, para que supervisor e Agente Comunitário de Saúde possam trabalhar de maneira conjunta e eficiente.

Atualmente os registros do ACS são feitos em formulários impressos onde é informada cada visita domiciliar realizada. O registro contém atividades, procedimentos e marcadores, sendo: número de visitas, cadastramento de novas famílias, visitas a acamados, gestante, crianças, pós operados, diabéticos, hipertensos, etc. O preenchimento é demorado e cansativo, principalmente para pessoas com baixo nível de escolaridade causando assim o desinteresse e omissões e, portanto falha nos atendimentos quer sejam domiciliares ou provindos da USF. Portanto nessa pesquisa foi desenvolvido um ambiente virtual com figuras e desenhos animados representando as categorias que devem ser preenchidas na ficha. As telas são de fácil acesso e interação. Todo o ambiente virtual é executado através do mouse do computador, evitando assim possíveis erros de digitação nos campos de texto. Para cada visita domiciliar realizada e cadastrada no ambiente virtual, o ACS pode visualizar seu desempenho através do desenho de um avatar, que o representa, em uma escada (Figura 1a). A cada registro o avatar sobe um degrau. No final de cada mês, o sistema gera uma tela contendo a funcionária destaque do mês, aquela que chegou mais alto na escada (Figura 1b).

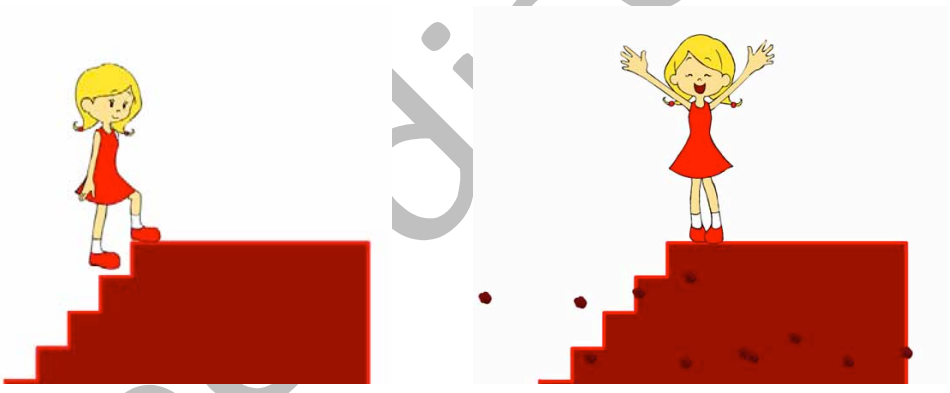


Figura 1: Avatar no ambiente virtual. a) subindo a escada, b) avatar representando a funcionário do mês.

2. Materiais e Métodos

Para desenvolvimento do ambiente virtual (Figura 2) foi utilizada a linguagem de programação Visual Basic.NET ou VB.NET que é totalmente orientada a objetos e o Microsoft Access para armazenar os dados.

Figura 2: Ambiente virtual desenvolvido.

As telas do ambiente virtual foram divididas em categorias: crianças, gestantes, casos diversos, hospitalizações e óbitos. A tela principal que contém todas as categorias é composta por botões com desenhos que representam cada categoria (Figura 3), sendo que cada uma é composta por mais informações detalhadas ou registros.

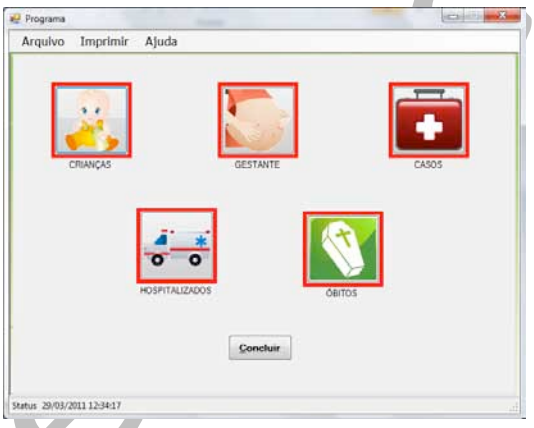


Figura 3: Tela principal com as categorias.

Cada registro contém uma descrição, dois botões (componente Button do VB.NET) e uma caixa de texto (componente TextBox que receberá somente números)(Figura 4), onde um botão representa o sinal de menos (-), o outro sinal de mais (+) e a caixa de texto posicionada entre eles. Caso o ACS acione o botão (+) automaticamente incrementa um na caixa de texto e decrementa um caso acione o botão (-). A caixa de texto só é alterada através dos botões e foi bloqueado qualquer acesso com o teclado. Ao todo são realizados 48 registros para cada família visitada.

Figura 4: Exemplo de registros, onde cada um é composto por uma descrição, dois botões e uma caixa de texto.

Se o ACS deixar de responder algum dos registros ou categorias, é exibido uma mensagem que avisa qual item falta. O sistema indica através de uma borda verde no botão quando uma categoria foi respondida e com uma borda vermelha as demais (Figura 5). O ambiente virtual também armazena o tempo utilizado pelo ACS para registrar os dados de cada visita e realiza o cálculo da porcentagem de visitas domiciliares que realizou no mês.

Figura 5: Sistema indicando os itens que foram respondidos (borda verde) e os que faltam (borda vermelha).

3. Resultados

Seis ACS de uma mesma ESF, após utilizarem o ambiente virtual responderam a um questionário sobre o tempo de utilização, nível de dificuldade, nível de satisfação e aprovação do ambiente virtual. Para o supervisor foi feita uma entrevista para avaliar a satisfação dos ACS, tempo de utilização do ambiente virtual e possíveis mudanças de comportamento dos ACS.

O tempo médio para preenchimento de todos os registros de cada visita foi de 215 segundos e o nível de dificuldade apresentado foi considerado mínimo. Todos conseguiram lançar os dados e observar a evolução do seu avatar.

A equipe e a enfermeira mostraram-se interessados pelo ambiente virtual, principalmente porque reduziu consideravelmente o tempo gasto normalmente para registrar as informações obtidas nas visitas domiciliares por ele realizadas. Anteriormente esse registro demorava em média 354 segundos e era considerado a parte mais desagradável do serviço.

4. Discussão e conclusão

Considerando que o ACS não tem nenhum tipo de remuneração financeira ou banco de horas por preencher a ficha, o ambiente virtual serviu como motivador para o atendimento e preenchimento da mesma.

O supervisor destacou também a importância de um meio que possa motivar os funcionários, e ressaltou a satisfação dos ACS com a inovação introduzida.

Este trabalho se baseou no fato que em todos os setores, os funcionários necessitam de algum tipo de motivação e,portanto ofereceu algo que coloque o funcionário como destaque.

Todos os ACS que participaram do estudo mostraram-se muito motivados com a proposta: funcionário destaque do mês, enfatizando o desejo de ser colocado numa situação onde todos que têm acesso ao computador da Unidade de Saúde da Família (USF) saberão quaisACS visitou todas as famílias de sua micro-área.

Ficou claro que quem realmente conhece as famílias cadastradas é o ACS que, portanto tem uma real contribuição no desenvolvimento de ações de saúde, porém, ficou explícita a falta de motivação para que esses comuniquem eficientemente as informações úteis às necessidades de cada família cadastrada.

Referências

[1] BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Departamento de Gestão da Educação na Saúde. Sobre a qualificação e a profissionalização dos agentes de saúde e agentes de vigilância em saúde, 2003.

[2] E.V. MENDES. A descentralização do sistema de serviços de saúde no Brasil: novos rumos e um outro olhar sobre o nível local. In: A Organização da Saúde no Nível Local (E.V. Mendes, org.), São Paulo: Ed. Hucitec., pp. 17-55, 1998.

[3] BRASIL. Ministério da Saúde. PORTARIA nº 157, DE 19 DE FEVEREIRO DE 1998. Estabelece os critérios de distribuição e requisitos para aqualificação dos municípios aos incentivos ao Programade Agentes Comunitários de Saúde e ao Programa deSaúde da Família, 1998.

[4] BRASIL. Saúde da Família: uma estratégia para areorientação do modelo assistencial.Ministério da Saúde. Secretaria de Assistênciaà Saúde. Coordenação de Saúde da Comunidade. Brasília. Ministério da Saúde, 1997.

[5] W.R.V.MARTINES, E.C. CHAVES. Vulnerabilidade e sofrimento no trabalho do agente comunitário de saúde no Programa de Saúde da Família. Rev. esc. enferm. USP, Vol. 41, no. 3, pp. 426-433, 2007.

Iberdiscap

Iberdiscap

Posto de trabalho adaptado a pessoas com limitações motoras severas

R. P. Guimaraes[1], S.C.M. Rodrigues[1]

[1]UMC – Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil, 5511 4798-7105, reginag@umc.br, silviac@umc.br

Resumo

O objetivodesteestudoémostraratravésdoscritériosmetodológicosuma estação de trabalhopara pessoascomlimitação motoras severas, baseado em referenciais teóricosda análiseergonômicaem estação de trabalho. Este estudomostraa adaptaçãodaestaçãoconsultortécnicoem informáticaem umaempresanacidade de SãoPaulo (Brasil). Os principais resultados encontrados para adaptação do posto de trabalho foram às recomendações de: reestruturação do espaço físico da loja, dainstalação em um computador de umsoftwarede reconhecimento de voz, MOTRIX, e a instalaçãode ummicrofone paraapessoacomlimitações motoras severaspoderdesenvolverastarefasda estação de trabalho. Foitambém inclusoo custototaldoprojeto, tornando-sepossível ainserçãode pessoascomlimitaçõesmotoras severas para omercado de trabalho.

Palavras-chave: deficientes físicos, ergonomia, limitações motoras severas.

1.Introduçao

O direito ao trabalho é estabelecido na Constituição Brasileira e assegurado a todos os cidadãos. Assim estão incluídas também as pessoas com necessidades especiais que, como as demais, "têm o direito ao trabalho e necessidade de serem úteis para a sociedade e, conseqüentemente, integradas à mesma, direito ao exercício do trabalho em condições de igualdade" [1].

É no trabalho que o ser humano busca dar dignidade à sua existência. Nele está fundamentada e construída sua vida, é nele que o homem se realiza como ser humano [2].

A legislação brasileira assegura o direito ao trabalho e através dele a dignidade humana, portanto, é preciso desenvolver estratégias que possibilitem a inserção no mercado de trabalho das pessoas com necessidades especiais.

O objetivo deste estudo é desenvolver critérios metodológicos na adaptação de um posto de trabalho para pessoas com limitações motoras severas.

2.Materais e Metodos

Buscou-se no referencial teórico da Análise Ergonômica do Trabalho [3] base para analisar o posto de trabalho, a fim de reconhecer habilidades, conhecimentos e equipamentos necessários para a realização das tarefas exigidas no atendimento de uma loja de informática. Procurou-se com a utilização dessa metodologia saber em que condições as tarefas são executas, a fim de adaptar o posto de trabalho

Iberdisca

ergonomicamente as condições de uma pessoa com limitações motoras severas. Esses critérios podem ser utilizados em outro posto de trabalho cujo atendente seja uma pessoa com limitações motoras e necessite de um microcomputador para mostrar o produto ao cliente e concluir a venda.

A coleta de dados foi realizada utilizando-se: observação direta da atividade de um atendente de vendas, entrevistas semi-estruturadas, câmera digital e trena e observação de 10 pessoas (de estruturas diferentes) simulando impossibilidades motoras.

Para o desenvolvimento dos critérios metodológicos na adaptação do posto de trabalho foram estabelecidas 4 etapas, são elas:

A. Seleção da empresa para o desenvolvimento do trabalho. O ramo de negócios escolhido foi o comercial, do segmento de informática.
B. Solicitação da autorização da empresa para a realização do trabalho.
C. Coleta de dados para caracterização da empresa e definição do posto de trabalho a ser adaptado.Dentre os postos de trabalho existentes na empresa o selecionado foi o de consultor técnico em informática.
D. Coleta de dados para a Análise Ergonômica do Trabalho.

A Análise Ergonômica do Trabalho segue um plano metodológico, composto de cinco fases:

i) Análise da demanda consiste em definir o problema a ser analisado e explicitar as finalidades do estudo [3].
ii) Análise da tarefa é um conjunto de ações humanas que possibilitam um sistema atingir o seu objetivo [4].
iii) Análise da atividade é o que realmente o homem realiza com os meios disponíveis [3].
iv) Diagnóstico para adaptação do posto de trabalho é visto como uma síntese da análise ergonômica do trabalho[3].
v) Caderno de encargos e recomendações ergonômicas, onde são estabelecidas as especificações sobre a situação futura, seja ambiental ou organizacional [3].

E. Elaboração da Análise Ergonômica do Trabalho.
F. Apresentação das mudanças sugeridas para a Empresa.

3.Resultados

A partir da coleta de dados na observação direta da atividade de um atendente de vendas, das entrevistas semi-estruturadas, dos filmes obtidos com as câmeras digitais, as medidas mensuradas com as trenas e com pessoas simulando impossibilidades motoras. estabeleceu-se à redação de um caderno (lista) de encargos e recomendações ergonômicas, que permite a adaptação do posto de trabalho às pessoas com limitações motoras severas. São eles:

- **Características cognitivas**

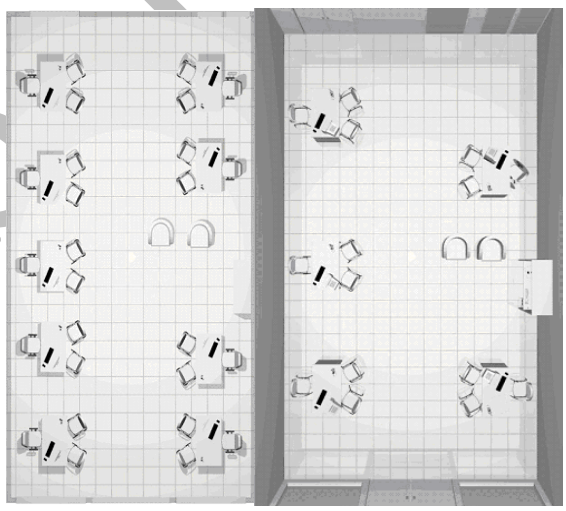
Incluir no programa de treinamento oferecido pela empresa ao novo consultor técnico em informática, o treinamento na utilização do software Motrix para as pessoas com limitações motoras severas, possibilitando ao mesmo o acesso ao computador que é o equipamento fundamental ao posto de trabalho.

- **Características físico-ambientais**

- Reestruturação do espaço físico: deixando somente 5 das 9 mesas com cadeiras existentes na loja e redistribuindo as mesas na área total da loja, estabelecendo uma distância entre elas de 90 cm.

iberdiscap

- Instalação de um software de reconhecimento de voz. A instalação e treinamento devem ser realizados conforme os procedimentos indicados pela Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, em um dos computadores da empresa, para posterior utilização pela pessoa com limitações motoras severas [5]. Foi selecionado o software Motrix [5]: para que a pessoa com limitações motoras severas consiga acessar o computador. Este software identifica a voz do usuário e realiza os comandos verbais, é gratuíto e de fácil acessibilidade. É um programa para acionamento do Windows por reconhecimento de voz. O Motrix é acionado quando o computador é ligado, deforma que a única dificuldade para a pessoa com limitações motoras severas é ligar o computador. A partir daí o controle do mouse e do teclado passa a ser feito unicamente por voz. Os comandos foram escolhidos cuidadosamente para que possuam uma grande diferença sonora entre as palavras, aumentando assim a confiabilidade do entendimento pela máquina. Sempre que um comando é acionado ele é escrito na barra de comandos do Windows, e desta forma a pessoa pode ter um *feedback* sobre o entendimento ou não do comando pelo reconhecedor de voz. Os comandos visam essencialmente realizar ações de mouse, teclado, programas do Windows, *scripts* adaptativos, seleção de menus de comando. O sistema permite também digitação soletrando as palavras. Para diferenciar os sons das letras, o Motrix utiliza o alfabeto fonético de aviação: *Alpha, Bravo, Charlie, Delta, Echo, Foxtrot, Golf, Hotel, Índia, Juliet, Kilo, Lima, Mike, November, Oscar, Papa, Quebec, Romeo, Sierra, Tango, Uniform, Victor, Whiskey, Xray, Yankee e Zulu.* Estes comandos foram escolhidos por serem os mais efetivos para reconhecimento em ambientes ruidosos. A tarefa realizada pelo consultor técnico em informática de uma forma geral é a venda de produtos de informática, suas ações são: elaboração de orçamento, mediante apresentação do produto ao cliente através de acesso ao sistema da empresa contendo informações sobre o produto e preços atualizados, elaboração do cadastro do cliente, via sistema, para aprovação da compra financiada ou à vista, elaboração do pedido no sistema. O software Motrix permite o acesso ao sistema da empresa para que o consultor efetue todas as suas tarefas.
- Aquisição de microfone: para acesso ao computador.
- Aquisição de mesa com medidas adequadas para usuário de cadeira de rodas: As mesas ou superfícies devem possuir altura livre, inferior de no mínimo 73cm do piso, devendo ser garantida uma faixa livre de circulação de 90cm e área de manobra para o acesso às mesmas, devendo estar entre 75cm e 85cm do piso, Figura 1 [6].



(a) (b)

Figura 1-a) layout original da loja, b)layout proposto neste trabalho para a loja.

Iberdiscap

- Posicionamento correto dos antebraços do cadeirante: os antebraços devem ficar apoiados sobre a mesa, de modo que formem um ângulo de flexão de cotovelo entre 80º e 110º, mantendo o punho neutro [6].
- Posicionamento correto do monitor do computador: LH = Linha do horizonte visual – relacionada com a altura dos olhos. CV = Cone visual correspondente à área de visão apenas com o movimento inconsciente dos olhos. Deve estar posicionado a frente do usuário, ajustado entre 50 e 75 cm dos olhos do cadeirante, com um ângulo da tela entre 0º e 21º no plano vertical e numa altura que permita um ângulo de visão confortável a 5º acima e 30º abaixo do plano horizontal, Figura 2[6].

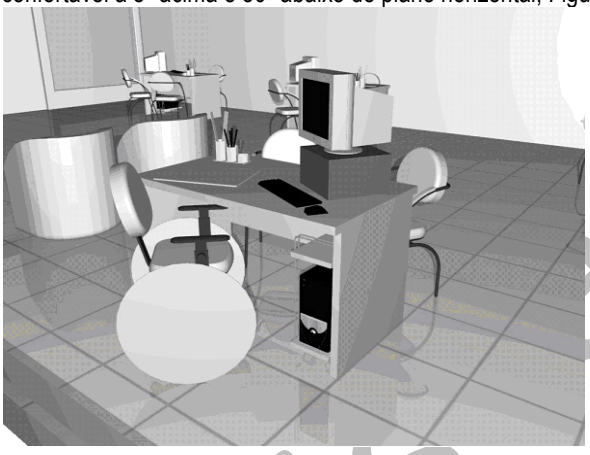


Figura 2 –Layout proposto para o posto de trabalho.

- Utilização pela pessoa com limitações motoras severas, de almofada de ar ou de água para prevenção de escaras, Figura 2.
- Colocação de canaletas embutidas para passagem dos fios.
- Construir um sanitário para cadeirantes: Construir ao lado dos sanitários existentes na loja, um sanitário com 2 metros quadrados, para utilização de cadeirantes. Embora a pessoa com limitações motoras severas não tenha condições físicas para utilizá-los, visitantes e clientes da loja poderão fazer uso dele. Construir o novo sanitário com espaço para circulação de cadeira de rodas, bem como colocação de barras de apoionas paredes desse novo sanitário. O sanitário acessível deve obedecer aos parâmetros da norma no que diz respeito à instalação de bacia, lavatórios, acessórios e barras de apoio, além das áreas de circulação, transferência, aproximação e alcance. Para instalação de bacia sanitária deve ser prevista áreas de transferência lateral, perpendicular e diagonal. A bacia sanitária deve estar a uma altura entre 0,43m e 0,45m do piso acabado, medidas a partir da borda superior, sem o assento. Com o assento, esta altura deve ser de no máximo 0,46m. O acionamento da descarga deve estar a uma altura de 1,00 m, do seu eixo ao piso acabado, e ser preferencialmente do tipo alavanca ou com mecanismos automáticos, Figura 3. [6]

Impressão

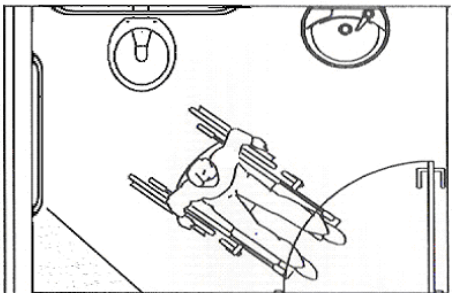


Figura 3 – Layout proposto para sanitário do cadeirante.

- **Características técnico-organizacionais**

Sugerir pausa de 10 minutos a cada hora trabalhada para descanso, e que o posto de trabalho tenha uma carga horária de 4 horas por dia, como prevenção de escaras.

4.Discussao e conclusão

Verificou-se que o método consegue sistematizar as principais habilidades necessárias para a realização das tarefas, assim como verificar a compatibilidade dos movimentos, indicando as habilidades mínimas necessárias, os aspectos ambientais e os aspectos organizacionais.

A aplicação do método, segundo entrevista, foi de importância fundamental para o processo de contratação de pessoas com limitações motoras severas, uma vez que apresentam em detalhes todas as adaptações necessárias ao posto de trabalho.

Desta forma, a aplicação do método na empresa estudada ocorreu apenas no posto de trabalho de consultor técnico em informática. Outros postos de trabalho não entraram no escopo do projeto, porém o método tem capacidade de avaliar todos os postos de trabalho existentes na empresa, bem como avaliar outras empresas do segmento comercial.

Assim, este método foi proposto com os pressupostos de que a inclusão das pessoas com limitações motoras severas deve ser realizada mantendo-se as tarefas do posto e modificando-se os dispositivos técnicos para garantir a execução das atividades necessárias.

Iberdiscap

Agradecimientos

A FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes).

Referëncias

[1] B. W. GIORDANO.*Deficiência e trabalho: analisando suas representações*. São Paulo: Annablume/Fapesp.2000.

[2] R. S. MELLO.*QVT – Qualidade de Vida no Trabalho: Realidade ou Modismo.*Revista Relações Humanas, 2001**.**

[3] N.SANTOS, et al. *Antropotecnologia.: a ergonomia dos sistemas de produção*. Curitiba: Gênesis, 1997.

[4] I. IIDA. *Ergonomia: projeto e produção*. 1.ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2005.

[5] J. A. BORGES.*Projeto Motrix*. Disponível em: <http//intervox.nce.ufrj.br/motrix/>. Acesso em: 02 ago. 2010.

[6] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 9050:Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos*. São Paulo: ABNT, 2004. Disponível em: <http://www.abnt.org.br/>.Acessobem: 05 dez. 2010.

Iberdiscap

Un mundo de Ayudas

M. Blanco[1], M. González[2]

[1]Residencia Personas Mayores Quavitae: Camí dels Reis, 308, Palma , España, 971.498544, mqcacan@mapfre.com

[2]Residencia Personas Mayores Quavitae: Camí dels Reis, 308, Palma , España, 971.498544, mqfcan@mapfre.com

Resumen

El uso de tecnologías de apoyo se circunscribe a cualquier persona, que con independencia de la edad, presente algún déficit, disfunción ocupacional o discapacidad, ya sea de manera temporal o definitiva.

La iniciativa de este trabajo surge de la necesidad de elaboración de material informativo y realización de medidas terapéuticas y de formación para personas que residen en los centros geriátricos, familias y personal gerocultor, por parte del conjunto de terapeutas y fisioterapeutas de la empresa QUAVITAE, con el fin último de realizar una capacitación y educación continua sobre tecnologías y productos de apoyo, entre otras áreas.

Con el objetivo de facilitar un mejor conocimiento de los productos existentes, para mejorar y facilitar la competencia funcional, la autonomía, la seguridad, la accesibilidad y la calidad de vida de los posibles beneficiarios, se plantean una serie de intervenciones que son llevadas a cabo por los Dpto. De Terapia Ocupacional Y Fisioterapia del centro residencial.

Se detallan y describe brevemente los métodos y técnicas que se están desarrollando dentro de este proyecto y se exponen los indicadores que se encuentran en estudio, así como las conclusiones recogidas hasta este momento.

Palabras clave: tecnologías de apoyo, autonomía, calidad de vida, terapeuta ocupacional y fisioterapeuta.

1. Introducción y contenidos

La iniciativa de este trabajo surge de la necesidad de elaboración de material informativo y realización de medidas terapéuticas y de formación para personas que residen en los centros geriátricos, familias y personal gerocultor, por parte del conjunto de terapeutas y fisioterapeutas de la empresa QUAVITAE, con el fin último de realizar una capacitación y educación continua sobre tecnologías y productos de apoyo, entre otras áreas.

El uso de tecnologías de apoyo se circunscribe a cualquier persona, que con independencia de la edad, presente algún déficit, disfunción ocupacional o discapacidad, ya sea de manera temporal o definitiva. Debido al perfil de personas que ingresan en las instituciones geriátricas, es preciso tener en cuenta la necesidad de implementar programas de intervención que contemplen el asesoramiento, valoración, entrenamiento y mantenimiento de productos de apoyo, con el fin de mejorar el nivel de autonomía y bienestar de los usuarios y de su entorno familiar y de cuidadores.

Uberdisan

Parece importante, cada día más, para ayudar a superar muchas de las dificultades para el desarrollo de la vida diaria de las personas que padecen alguna discapacidad, difundir la existencia de estos productos y mostrar la potencialidad y la utilidad que ofrecen.

Este proyecto pretende ser una ayuda para los residentes del centro, sus cuidadores y profesionales, facilitando el conocimiento de la existencia de productos de apoyo.

Los objetivos generales de este programa de ambos departamentos son:

1. Acercar el conjunto de tecnologías y productos de apoyo a usuarios, cuidadores y familiares.
2. Promocionar el servicio de asesoramiento de los Dpto. de Terapia Ocupacional y Fisioterapia.
3. Facilitar un mejor conocimiento de los productos existentes, para mejorar y facilitar la competencia funcional, la autonomía, la seguridad, la accesibilidad y la calidad de vida.
4. Reforzar el programa de formación continua en manejo de tecnologías de apoyo dirigido al personal gerocultor.
5. Prevenir lesiones en personas mayores y cuidadores derivadas de la incapacidad funcional y de la movilización y/o manejo inadecuado de personas con dependencia física.

Entre las acciones definidas en los distintos programas de Terapia Ocupacional y Fisioterapia, se encuentran varias acciones, que se detallan a continuación:

a. Divulgación del material informativo, tipo póster, entre la población beneficiaria.
b. Asesoramiento, valoración, entrenamiento y mantenimiento de productos de apoyo con residentes y familiares.
c. Formación sobre manejo de tecnología de apoyo dirigida a personal gerocultor.

Este trabajo aborda aspectos tecnológicos innovadores relacionados con la discapacidad en el área de acciones horizontales, destacando la intervención, entre otras, sobre:

- Integración Social
- Formación de Recursos Humanos
- Educación

2.Metodología

A continuación se describe la metodología llevada a cabo por cada acción realizada:

a. Divulgación del material informativo sobre productos de apoyo y acercamiento del material entre la población beneficiaria
   - Mostrar el material/producto a los usuarios y familiares.
   - Explicar la denominación y los usos de los distintos tipos de ayudas
   - Propiciar el contacto con los departamentos implicados en su prescripción y asesoramiento.
b. Evaluación, selección-asesoramiento, adaptación, entrenamiento y monitoreo de productos de apoyo con residentes y familiares; etapas basadas en la Clasificación Internacional del Funcionamiento y la Salud (CIF - OMS 2001).

   - Evaluación:
     Se realiza la valoración funcional personal y del entorno del residente, principalmente sobre los siguientes aspectos y componentes, áreas y contextos de ocupación:

Iberdiscap

1. Valoración de las necesidades, demanda y/o condiciones clínicas del usuario.
2. Valoración sensitiva, cognitiva, motora, sensorial y de la comunicación.
3. Valoración del grado de independencia en las actividades de la vida diaria de autocuidado, productivas y de ocio.
4. Valoración del contexto físico y social de la persona.

- Selección-asesoramiento:
  Desde los departamentos de Terapia Ocupacional y Fisioterapia se informará sobre los distintos tipos y modelos de los productos de apoyo de acuerdo a la evaluación realizada; este proceso se lleva a cabo de la siguiente manera:

  1. Se explica detalladamente las posibilidades de elección.
  2. Se sugiere el producto más adecuado en función de la valoración.
  3. Se dan a conocer las diferentes modalidades de financiación de los productos y equipamientos.
  4. Se exponen las distintas opciones y características del producto elegido (diseño, color, materiales, etc.)

- Adaptación y entrenamiento:
  Una vez que se dispone del producto se procede a iniciar su implementación y/o entrenamiento con el usuario y familiares; y en los casos que se indique se adaptarán los factores o componentes que así lo requieran. Los pasos a seguir en este procedimiento son:

  1. Familiarizar a los usuarios con el producto.
  2. Realizar análisis biomecánico y postural para ajuste individualizado de los productos necesarios.
  3. Entrenar en las habilidades básicas e instrumentales de la vida diariaen el propio contexto de uso.
  4. Concienciar al usuario en el manejo adecuado.

- Monitoreo: en esta etapa se realiza un control periódico del uso, estado y el mantenimiento del producto.

c. Formación sobre manejo de tecnología de apoyo dirigida a personal gerocultor.

De forma continua se realizan acciones formativas dirigidas al personal gerocultor del centro, de manera que todo el personal que realiza los cuidados de atención directa conozca y maneje los productos y tecnologías más utilizadas con las personas mayores. Dentro de este programa de formación se interviene desarrollando los contenidos teóricos y prácticos con cada trabajador, de forma grupal e individual; a continuación se detallan las principales áreas de formación:

- Manejo de productos y tecnologías de apoyo disponible en nuestro centro.
- Higiene y ergonomía postural.

3.Resultados y discusión

Los resultados de este proyecto en la actualidad se encuentran en estudio. Para realizar el análisis de los mismos se proponen los indicadores que a continuación se detallan:

iberdiscap

- Nº de demandas de productos de apoyo al Dpto. de Terapia Ocupacional y Fisioterapia por parte de usuarios y familiares.
- Correlación del nivel de autonomía con el uso de productos de apoyo.
- Nº de participantes en las acciones formativas
- Grado de satisfacción del usuario y familiares en relación al uso del producto.

A través de los resultados de los indicadores se establecerá una línea base para relacionar los mismos con los objetivos planteados, que permita definir el cumplimiento / consecución de los mismos.

4.Conclusiones y trabajos futuros

- Desde el inicio de este proyecto se ha detectado un aumento en las demandas por parte de residentes y familiares a los servicios de los departamentos de Terapia Ocupacional y Fisioterapia, y con ello la aceptación e incorporación del producto se ha visto facilitada.
- A nivel de cuidadores familiares y profesionales se ha observado un mayor interés y conocimiento de los productos, y con ello una mayor concienciación de los beneficios que conlleva el uso de la tecnología de apoyo.
- Se ha visto aumentada la adquisición de productosde apoyo para tratamiento médico personalizado, para prevención de úlceras por presión.
- El grado de satisfacción de los residentes y familiares con los servicios prestados por parte de los Dptos. De Terapia Ocupacional y Fisioterapia se ha vista incrementado.

Debido a que este proyecto se encuentra en ejecución y estudio, se pretende esperar a concluir los resultados, para poder valorar la consecución de los objetivos y el impacto del mismo, para continuar su ejecución, desarrollar estrategias complementarias y elaborar propuestas de mejora, razonables y factibles, que repercutan enuna mejora directa para el grupo de usuarios de los productos de apoyo.

Referencias

[1] Organización Mundial de la Salud. Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad y de la Salud. IMSERSO, 2001.

[2] UNE-EN ISO 9999:2007, Productos de apoyo para personas con discapacidad., Clasificación y terminología. AENOR, Septiembre, 2007.

[3] Asociación de Usuarios de Prótesis y Ayudas Técnicas, AUPA.Ayudas Técnicas y Discapacidad**.** Colección CERMI, nº 15, Madrid 2005.[4] C. Rodríguez-Porrero.De ayudas técnicas a productos de apoyo: nueva clasificación internacional. Boletín del CEAPAT, nº 57. Febrero,2008

iberdiscap

Plataforma de control de mensajeria instantanea bajo sistemas SAACs <<CHATAACS>>

Eva María. Gil[1], Leticia. Jiménez[2]

[1]Universidad Politécnica de Madrid: Ctra. De Valencia Km. 7, Madrid, España, + 34 913367858., +34 913367523, evagil@eui.upm.es

[2]Universidad Politécnica de Madrid: Ctra. De Valencia Km. 7, Madrid, España, + 34 913367858., + 34 913367523, letizia1211@gmail.com

Resumen.

Los usuarios con diversidad funcional·que utilizan sistemas alternativos y aumentativos de comunicación (SAACs) quieren mejorar sus posibilidades de acción en áreas relacionadas con Nuevas Tecnologías de la comunicación (Internet, correo electrónico, chat) y deben utilizar diferentes dispositivos, que no se comunican entre ellos, lo cual les exige interactuar con software o hardware no accesibles. Los problemas de integración de elementos, acompañados con dificultades para la actualización de los desarrollos, hacen que la mejora de los productos y la evolución de la oferta no sean comparables a la de los mercados generales.

Estos usuarios, al querer usar las Nuevas Tecnologías, tienen importantes dificultades para encontrar plataformas estables, que permitan resolver diferentes necesidades integrando nuevas funcionalidades, adaptándose al colectivosin implicar costes desproporcionados siendo además un desarrollo local y culturalmente cercano.

Desdela UPM presentamos CHATAACS Plataforma de mensajería instantánea bajo sistemas SAACs, permitiendo a usuarios con diversidad funcional (Parálisis Cerebral) el acceso y disfrute de las Nuevas Tecnologías.

Palabras clave:SAACs,chat,Parálisis Cerebral, interacción, comunicación y accesibilidad.

1. Introducción y contenidos

1.1. Contexto del problema

Hay que destacar que la participación social es un derecho fundamental de la persona con independencia de sus capacidades [1]. En general, dicha participación depende de la posibilidad de comunicarnos con nuestro entorno (hablar, manejar un teléfono, usar la comunicación no verbal, acceder a la cultura escrita, realizar papeleos...) y de interactuar con el entorno físico (desplazarnos, utilizar cualquier objeto, aparato u herramienta, usar servicios,...), con todas las consecuencias que ello tiene en la vida personal y laboral, en el ejercicio de los derechos ciudadanos, y en la imagen social de la persona.

·Se utiliza el término "diversidad funcional" en sustitución de otros con semántica peyorativa como discapacidad, minusvalía, etc., propuesto por el Foro de Vida Independiente y que se usa desde Enero de 2005.

Iberdisap

Uno de los pilares de participación actuales reside en el ámbito tecnológico. Los usuarios con diversidad funcional quieren mejorar sus posibilidades de acción en diferentes áreas relacionadas con las Nuevas Tecnologías de la comunicación (navegar por Internet, manejo de correo electrónico o chatear) y deben utilizar diferentes dispositivos, que no se comunican entre ellos, lo cual les exige interactuar, en este proceso, con elementos software (sistema operativo) o con elementos hardware (ratón, teclado, dvd, pda's, etc.) que no son accesibles para ellos [2]. Los problemas de integración de elementos, acompañados con las dificultades para la actualización de los desarrollos, hacen que la mejora de los productos y la evolución de la oferta, no sea comparable a la de los mercados generales.

Existe en el mercado una variedad de tecnologías de apoyo para mejorar la funcionalidad social de los SAACs, como por ejemplo los editores y/o bibliotecas digitales (software), los sistemas de gestión de pictogramas para la comunicación (software) y los comunicadores electrónicos de alta o baja tecnología (hardware) y los dispositivos alternativos para la interacción con la máquina (hardware o software).

Sin embargo, muchos de estos productos (comerciales, desarrollos propios de Universidades o centros de investigación, etc.) no pueden llegar al usuario final o llegan sin cubrir sus necesidades debido a:

- Diseño NO centrando en el usuario
- Escasa competencia de fabricantes
- Insuficientes canales de distribución
- Incompatibilidad entre productos
- Costes de adquisición elevados para el usuario

En resumen, los usuarios de SAACs pictográficos que quieran usar las Nuevas Tecnologías mediante este medio de comunicación, tienen importantes dificultades para encontrar plataformas estables, que permitan ir resolviendo diferentes necesidades integrando nuevas funcionalidades, que se adapten a la diversidad funcional del colectivo y que no impliquen costes desproporcionados e incompatibilidades de uso con las diferentes ayudas técnicas.

Desde la Universidad Politécnica de Madrid nos planteamos un nuevo reto tecnológico dentro del campo de la Ingeniería de la Diversidad y dela Comunicación Aumentativa y Alternativa. El proyecto <<CHATAACS>> nace para alcanzar la igualdad de oportunidades de participación tecnológica de las personas con Diversidad Funcional, como los usuarios con Parálisis Cerebral, dotándoles de una plataforma que permita trasladar los sistemas pictográficos [3] a una herramienta de uso tan común y tan extendido como es la mensajería instantánea.

1.2. Objetivos

El objetivo principal del proyecto <<CHATAACS>> es desarrollar una plataforma para el control de un chat gratuito que utilice los sistemas aumentativos y alternativos de comunicación, permitiendo a usuarios con diversidad funcional (p.e. Parálisis Cerebral) el acceso y disfrute de las Nuevas Tecnologías [4].

A continuación se realiza una división de los objetivos, desde un punto de vista tecnológico y desde el punto de vista del usuario final:

Tecnológico:

- Ofrecer al usuario la mejor portabilidad en tecnologías punteras.
- Conseguir que el sistema sea accesible mediante dispositivos de acceso alternativos al teclado y/o al ratón.
- Lograr una estructura de símbolos dinámica para que el sistema no se ralentice.
- Garantizar la comunicación emisor-receptor mediante redes de interconexión.

iberdiscap

- Determinación de un protocolo de comunicación para que futuros desarrollos se puedan integrar con el sistema de comunicación.
- Integración y puesta en marcha del sistema.

Usuario Final:

- Conseguir que el sistema sea amigable y fácil de utilizar por parte del usuario.
- Facilitar al usuario el control y la creación de mensajes en el menor tiempo posible.
- Cualquier persona pueda utilizar esta Plataforma con distintos sistemas de comunicación (pictográficos, escritos,..)
- Aplicar de forma adecuada la interacción usuario-entornopara eliminar las barreras de comunicación bajo criterios de usabilidad universal.

2. Metodología

El desarrollo de la Plataforma<<CHATAACS>> consta de las siguientes fases:

1. Estudio en profundidad de documentación y la experiencia relacionada con los sistemas alternativos y aumentativosde comunicación [5], para desarrollar un chat acorde con los principios de estos sistemas.
2. Trabajo multidisciplinar con profesionales del sector de la educación especial y usuarios reales de sistemas SAACs.
3. Realización del análisis y diseño de la Plataforma.
4. Implementación.
5. Realización de pruebas con los usuarios finales que nos permitirán comprobar que la Plataforma desarrollada cubra todas las necesidades y además realiza las funciones de la forma que se espera.
6. Con los resultados obtenidos de las pruebas, se realizará una evaluación final para comprobar que los objetivos que se habían marcado al empezar, se han cumplido.
7. Lanzamiento y difusión gratuita de CHATAACS.

3. Resultados y discusión

En estos momentos CHATAACS se encuentra en la última fase de desarrollo de la versión 1.0, paralelamente se han ido realizando una serie de pruebas parciales, para ir verificando el cumplimento de los objetivos planteados. El resultado de dichas pruebas nos ha servido para mejorar CHATAACS en las funcionalidades que estaban propuestas en un principio, encaminándonos a una Plataforma que se acerca todo lo posible a los principios de Diseño para Todos.

A continuación se muestran algunas pantallas que forman parte de la Plataforma.

Inerdiscap

Figura 1. Pantalla inicial de la Plataforma CHATAACS

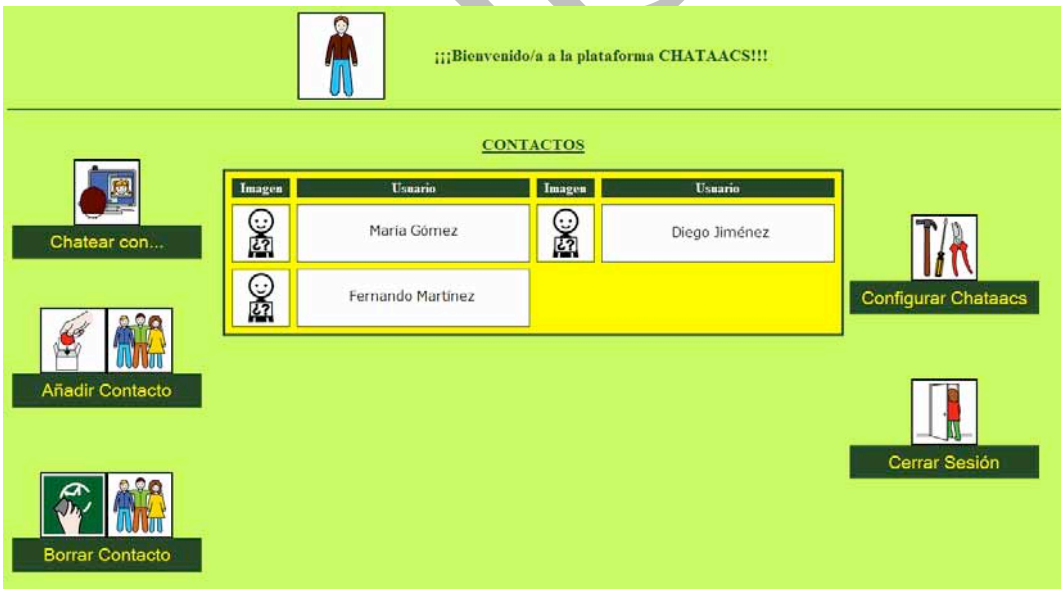


Figura 2. Pantalla de opciones de CHATAACS.

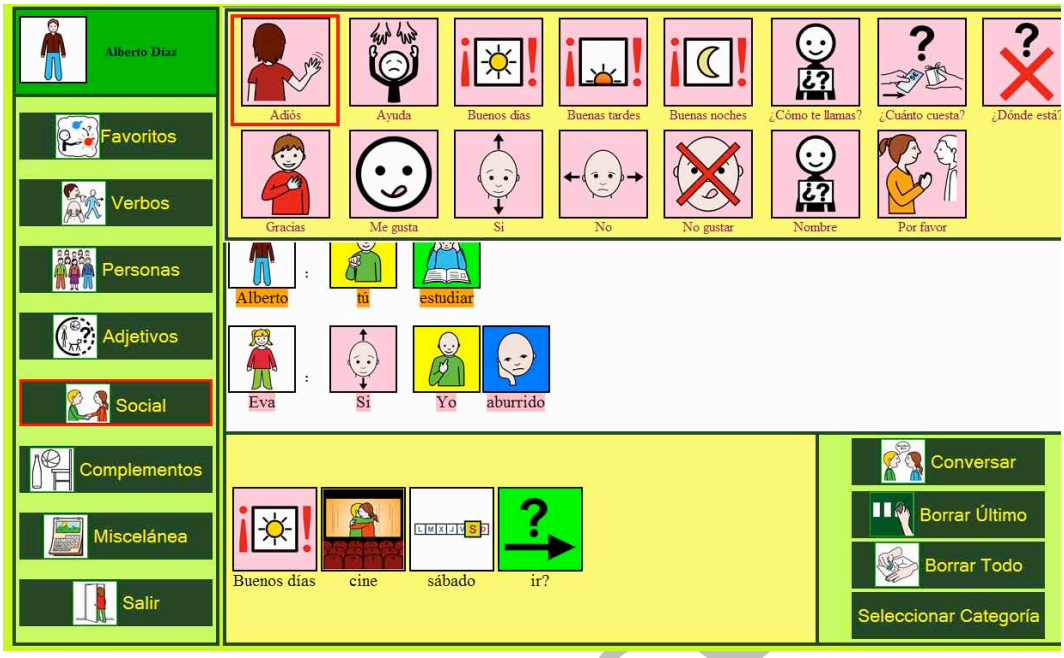


Figura 3. Pantalla de conversación de CHATAACS.

Por último destacar que los resultados definitivos de este proyecto tecnológico se presentarán en el congreso, ya que en los próximos meses se abordará la fase crucial y de mayor importancia de CHATAACS: La realización de pruebas con usuarios finales de la Plataforma. El espectro de usuarios (Parálisis Cerebral, limitaciones motoras severas, etc.) seleccionado se extraerá de distintos centros de educación especial pertenecientes a la Comunidad de Madrid con los que estamos colaborando.

4. Conclusiones y trabajos futuros

A partir de los objetivos que establecimos para el desarrollo de este Proyecto, nos disponemos a presentar las siguientes conclusiones:

- Se ha desarrollado una Plataforma de Mensajería **portable y segura.** Su funcionamiento es sobre cliente ligero (entorno web) lo que permite al usuario su utilización sin necesidad de instalaciones cada vez que cambie de equipo o se le estropee, con la consecuente pérdida de información (datos personales, símbolos propios, …). Por otra parte durante la sesión de chat no se puede sufrir suplantación de personalidad, ya que cada usuario se registra de forma privada e individual y sólo podrá acceder a la Plataforma con su nombre y contraseña personal establecida en su registro.

- CHATAACS es **accesible** mediante dispositivos alternativos de entrada como el pulsador. El usuario de la Plataforma podrá elegir en cualquier momento el tipo de acceso que desea así como configurarlo a sus necesidades (velocidad de pulsación, tamaño del foco, color del marco del barrido, etc.). Además cabe destacar que se ha tenido especial cuidado en el diseño del sistema

iberdisc

de barrido, optimizando, dentro de lo posible, el orden de los objetos a barrer según las acciones que pueda realizar el usuario en un instante determinado obteniendo así más dinamismo en su manejo.

- Se ha creado una **estructura de símbolos dinámica para que el sistema no se ralentice**. Era fundamental agilizar la comunicación al máximo y de ello dependía la clasificación y el contenido de los símbolos que forman CHATAACS (símbolos extraídos de la galería de pictogramas de libre distribución diseñados por Sergio Palao para la Fundación ARASAAC(http://catedu.es/arasaac)). Gracias a la colaboración de profesionales de la comunicación aumentativa y alternativa, dispone de una estructura cuyos símbolos son los más adecuados para un dialogo instantáneo así como una organización de los mismos que permite al usuario una búsqueda rápida para la construcción del mensaje a enviar.

- Se ha diseñado una Plataforma **configurable y abierta**. Los usuarios de CHATAACS podrán en todo momento configurar características de acuerdo a sus gustos y necesidades, como por ejemplo el modo de acceso mencionado anteriormente, el color de fondo de las pantallas o establecer los símbolos más utilizados o favoritos para su sesión de chat. Por otro lado, se ha realizado un diseño utilizando un protocolo de comunicación que permitirá en un futuro incorporar diferentes sistemas SAACs (pictográficos, escritos,..)sin perjuicio de modificaciones en la Plataforma.

- CHATAACS utiliza la interacción usuario-entorno bajo criterios de **usabilidad universal** [6]. Durante todo el proceso de diseño y desarrollo se ha perseguido el cumplimiento de estos criterios ya que desde nuestro grupo de investigación no se concibe desarrollo de aplicaciones fuera de este prisma.

Como dijimos en el apartado anterior, se va a finalizar la versión 1.0 de nuestro proyecto dando comienzo a la fase por la cual nos plateamos su desarrollo; Proporcionar a los usuarios con diversidad funcional **una herramienta de carácter gratuito** que les permita el uso y disfrute de las Nuevas Tecnologías como cualquier ciudadano de pleno derecho en el siglo XXI.

Referencias

[1] Sociedad de la Información para todos. Web: http://www.gobernabilidad.cl/modules.php?name=News&file=print&sid=525. 2001

[2] Accesibilidad a la Sociedad de la Información. La discriminación del presente y del futuro. Disability World. Tecnología & Accesibilidad. Ago-Sep. 2000.

Web: http://www.disabilityworld.org/Aug-Sept2000/spanish/tecnologia/accessibilidad.htm.

[3] T.; Millet, S.; Fonoll, J. Necesidad en los sistemas alternativos de comunicación: MIC. Comunicación y Pedagogia, nº 162 (63-66) Arnau, 1999.

Iberdiscap

[4] Nuevas Tecnologías de Información y Comunicación, Dignidad y Derechos Humanos en la diversidad funcional. I Congreso Internacional sobre Domótica, Robótica y Teleasistencia para Todos DRT4all. Libro de Actas. pp. 444-455. 2005.

Web: http://www.drt4all.org/drt/Documentacion/Libro_actas/Libro_de_Actas_DRT4ALL_2005.pdf.

[5] Gil, E.; Zato, J.G.; Millán, M.T. Assistance Method for the Orientation and Reasoning of Time-Space. The 7th Biennal Conference of the International Society for Augmentative and Alternative Comunication, Technology/Telecomunication pages 477-478. Vancouver, B.C. (Canadá). 1996.

[6] Gil, E. Estrategias sobre Diversidad e Interacción Universal Usuario-Entorno orientadas al Diseño de Sistemas para la Vida Independiente. Proceedings Congreso Internacional sobre Parálisis Cerebral y Discapacidades Afines, página 67. Palma de Mallorca (España). 2007

Iberdiscap

Iberdiscap

Las TIC como herramientas de diseño de entornos amigables, facilitadoras de condiciones de acción y cognición para las personas con diversidad funcional

Lic. y Prof. Gabriela Alejandra Toledo

Universidad Nacional de la Plata Facultad de Informática Departamento de Postgrado. Calle 50 y 120.

(CP 1900), La Plata. Prov. Buenos Aires, Argentina. Tel/fax 5402214273235

ga_toledo@hotmail.com

Resumen.

Computadoras personales y sistemas informáticos tienen importancia destacada como tecnología de soporte y herramientas para la comunicación y el aprendizaje de cualquier sujeto, particularmente para quienes presentan diversidad funcional, adquiriendo relevancia, por resultar condición necesaria para acceder a la educación.

El paradigma de *Inclusión social*, los desarrollos teóricos del ámbito de las TIC relacionadas a educación, e investigacionesdel área de *Psicología Cognitiva*, son marco referencial para el análisis de una propuesta de inclusión desde el ámbito de la informática.

Nuestro trabajo, expone una propuesta de desarrollo deherramienta informática que intenta responder al requerimiento de un alumno con dificultad visual: "lograr mayor sencillez y velocidad en el uso de su computadora personal, para abocarse a tareas que le signifiquen interesantes desde lo cognitivo".

Con ésta se pretende "economía cognitiva" en tareas rutinarias del alumno, para disponer de recursos cognitivos para la resolución de problemas y propuestas novedosas para éste.

Palabras clave:TIC; colaboración en cognición; inclusión social.

1. Introducción y contenidos

Relación presente entre sociedad, información y comunicación

En el ámbito *socio-político*, ocupa un lugar preferencial el concepto "persona/ciudadana", en pleno ejercicio de derechos y obligaciones.

En este escenario, democratización, concientización, participación e inclusión resultan el motor del desarrollo de las personas.

Iberdiscap

Desde la *Informática*, surgen los conceptos "Sociedad de la información y la comunicación" (SIC) como paradigma que produce profundos cambios en nuestro mundo desde el comienzo del milenio.

Según Cabero (2000(1) Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC) son un conjunto de servicios, redes, software y dispositivos que buscan la mejora de la calidad de vida de las personas dentro de un entorno; integran un sistema de información interconectado y complementario. Permiten realizar actividades completamente diferentes a las realizadas con tecnologías tradicionales; de ahí que un criterio, para su definición, no pueda ser exclusivamente, que nos permitan hacer las cosas de forma más rápida, automática y fiable.

Se caracterizan por los rasgos de inmaterialidad, interactividad, instantaneidad, innovación, interrelación de imagen y sonido, digitalización, influencia más de los procesos que de los productos, interconexión y diversidad.

Inclusión en la SIC

Paralelamente a la instauración del concepto de SIC, encontramos al paradigma social de "vida independiente" o "autonomía personal", que tiene como eje articulador la concepción de *autodeterminación* de las personas. Para concretar dicho principio, se considera una meta prioritaria a la eliminación o supresión de las barreras físicas o sociales del entorno que rodea a las personas, pudiendo ser éstas tanto de índole físico como humano.

Desde esta mirada, la *dificultad no se instala* en el sujeto con discapacidad, sino en su *entorno*.

En el ámbito de la Informática, uno de los *modos de lograr la inclusión de los usuarios* es contemplar los requisitos de accesibilidad y usabilidad de las aplicaciones tecnológicas.

La *accesibilidad* puede definirse como la *condición* a cumplimentar los entornos, procesos, bienes y servicios, (entre ellos las TIC), de manera de ser comprensibles, utilizables y practicables por todas las personas en condiciones de seguridad y comodidad, y de la forma más autónoma y natural posible.

La *usabilidad* de un sistema informático implica un acercamiento al desarrollo de productos y servicios, incorporando en el mismo la *retroalimentación directa* de los usuarios. De esta manera, se logra reducir costos y crear artículos que cumplan con las necesidades de quien es beneficiario directo. Es un valor que supera al potencial o posibilidades de uso de un producto. Puede definirse como la medida en la cual un producto puede ser usado por usuarios particulares, para conseguir objetivos específicos con *efectividad*, y *satisfacción* en un contexto de uso determinado.

El escalón más alto en relación a la elaboración de cualquier producto "amigable", se logra al poner en práctica las directrices del Diseño Universal, o para Todos.

El *Diseño Universal* es considerado un paradigma relativamente nuevo, orientado al desarrollo de productos y entornos de fácil acceso para el mayor número de personas posible, sin la necesidad de adaptarlos o rediseñarlos de una forma especial. Tiene alcance a todo el espectro de accesibilidad, incluyendo a las personas que no la tienen.

También conocido como *Diseño para Todos*, es la estrategia por la cual se conciben o proyectan, desde el origen y siempre que sea posible, entornos, procesos, bienes, productos, servicios, objetos, instrumentos, dispositivos o herramientas, de modo que puedan ser utilizados por el mayor número de personas, habida cuenta que existe una amplia variedad de habilidades humanas y no una habilidad media o estándar, sin necesidad de llevar a cabo una adaptación o diseño especializado, facilitando la vida de todas las personas

Iberoiscap

Hasta tanto sea corriente contemplar los principios postulados por el paradigma de Diseño Universal en el desarrollo de herramientas y ambientes, son las *ayudas técnicas* las que permiten facilitar el acceso a los entornos de vida de las personas, manteniendo en vigencia la mirada de la "eliminación de barreras", con los ajustes razonables que cada situación amerita, independientemente de su edad, talla o capacidad.

La tecnología adaptativa son programas y dispositivos que permiten la interacción amigable del usuario con la computadora para superar las barreras a las que está sometida una persona debido a su discapacidad. (Sánchez Montoya, 2002)(2)

Inteligencia: punto de encuentro de indagaciones informáticas y psicológicas.

Dentro de los numerosos elementos teóricos que vinculan los usuarios con ordenadores, pondremos atención al concepto de "inteligencia". Pueden realizarse aproximaciones desde miradas psicológicas y tecnológicas, explicando las capacidades puestas en juego cuando los sujetos *y* los ordenadores procesan, elaboran y utilizan "información" para resolver problemas.

Uno de los desarrollos teóricos en el *ámbito de la Informática* que ofreció los primeros elementos para vincular a las personas y a los ordenadores, de modo intencional y desde una óptica más centrada en lo humano antes que en lo tecnológico, es la Inteligencia Artificial (IA).

Esta es la rama de las ciencias de la computación que se ocupa de construir sistemas que permitan exhibir un comportamiento cada vez más inteligente. Su propósito es hacer computacional el conocimiento humano por procedimientos simbólicos o conexionistas.

Es así entonces, que los ordenadores, para *ser considerados inteligentes* deben exhibir ciertas habilidades, suficientemente complejas como para ser tratadas como áreas independientes. Estas son:

1- Procesamiento del Lenguaje Natural
2- Consulta inteligente de base de datos
3- Robótica
4- Programación Automática
5- Sistemas Expertos
6- Prueba automática de teoremas y matemáticas simbólica
7- Problemas de optimización combinatorios y de itinerarios.
8- Percepción y reconocimiento de patrones
9- Autoaprendizaje

Deteniéndonos en el sistema experto (SE), éste puede definirse como un *sistema basado en los conocimientos que imita el pensamiento de un experto*, para resolver problemas de un terreno particular de aplicación.

Son programas desarrollados tanto con conocimiento declarativo (hechos a cerca de objetos, eventos y/o situaciones) como con conocimiento de control (información acerca de los cursos de una acción), para emular el proceso de razonamiento de los expertos humanos en un dominio en particular y/o área de experiencia.

Se considera que alguien es un experto en un problema cuando tiene el conocimiento especializado sobre el mismo. En el área de los *SE,* este tipo de conocimiento se le llama conocimiento sobre el *dominio*. La palabra dominio se emplea para enfatizar que el conocimiento pertenece a un problema específico.

Iberdiscap

De esta definición se desprenden las dos habilidades fundamentales que poseen los SE:

Habilidad de aprendizaje.

Habilidad para simular/emular el proceso de razonamiento humano.

La habilidad para imitar el razonamiento que posee el SE se desprende del respetar el cuerpo de reglas heurísticas introducidas o enseñadas al sistema por un experto, a través del proceso de aprendizaje durante la carga o generación de las bases del conocimiento. Estos conocimientos predefinidos son los empleados para la toma de decisiones.

En el área de la Psicología, un sujeto que conoce, pone en juego su *inteligencia*. Es difícil afirmar la existencia de una definición que conforme las concepciones de los numerosos teóricos que indagan en este campo, pero coinciden en considerar que la inteligencia se manifiesta de variadas maneras y que es probable que las personas que son valoradas como prototípicamente inteligentes, den pruebas de poseer una serie de habilidades intelectuales útiles para caracterizar este concepto.

Hay un tácito reconocimiento de la naturaleza multidimensional de la inteligencia, quedando como una cuestión abierta la mejor manera de caracterizar esas dimensiones o facetas y sus interrelaciones.

Desde la mirada teórica de R. Sternberg (Teoría Triárquica de la Inteligencia) la inteligencia "es la adaptación propositiva, la selección y el moldeamiento del entorno relevante del mundo real en la vida de un individuo; es teleológica, intencionada hacia el logro de metas o causas finales, por más que el sujeto no sea consciente de ello. Dicho de una forma sencilla: es el autogobierno mental. Dado que las personas debemos gestionarnos mentalmente a nosotros mismos, debemos ser inteligentes; no hay mayor problema con el término que utilicemos para identificarlo". (Sternberg, 1990)(3). *Todo lo que se precisa es capitalizar nuestros recursos y compensar nuestras debilidades.*

Dos aspectos indagados por esta teoría son la *automatización y resolución de la novedad*. Observa que las tareas más complejas pueden ejecutarse únicamente cuando se encuentran automatizados muchos procesos mentales, por lo que una carencia en esta automatización provocaría errores o dificultades en el procesamiento de la información y como resultado, el rendimiento en la ejecución de la tarea sería inferior o el comportamiento, menos inteligente.

La capacidad para automatizar el procesamiento de información constituye una dimensión fundamental por cuanto libera recursos mentales – que son siempre limitados- para que la persona pueda utilizarlos al enfrentarse a los problemas.

Desde otra óptica teórica, la perspectiva de la Inteligencia Distribuida, también puede observarse la multidimensionalidad del concepto; no es considerada como atributo individual, sino ejercida en transformaciones internas de las representaciones, objetos y relaciones.Puede estar distribuida también para su uso *entre los artefactos diseñados* por los sujetos, como las herramientas físicas, representaciones gráficas como diagramas y las interfaces entre las computadoras y su usuario para la resolución de tareas complejas. (Pea, 2001)(4) Aquí, se encuentra distribuida a través de la *delegación* de lo que podrían ser procesos de razonamiento mental complicados y propensos al error como limitaciones de la acción, ya sea del entorno físico o del simbólico.

Iberlibro

De cómo la colaboración cognitiva, permite la inclusión social. Las TIC como herramientas facilitadoras.

Sustentándonos en los fundamentos teóricos aportados por la Informática y la Psicología cognitiva, se propone el desarrollo de una aplicación informática que colabore en la puesta en juego de los procesos cognitivos de un sujeto que aprende.

El objetivo del prototipo de *sistema experto* es la colaboración en la *toma de decisiones* de un sujeto en el uso corriente tanto de programas particulares desarrollados ad hoc como de comerciales instalados en su ordenador. La tecnología, en este caso, estaría a cargo de procesos relacionados con la automatización de tareas rutinarias del usuario.

Los nuevos paradigmas tecnológicos, con una propuesta ecológicay la llamada convergencia tecnológica, potencian los *modelos deprocesos* frente al modelo clínico en educación especial, pues la cantidad y calidad de los aprendizajes delalumno con necesidades educativas específicas no pueden ser atribuidasúnicamente a sus características individuales (motivación, competencias,intereses, autoconceptos, etc.) *sino a las acciones con su entorno.* (Sánchez Montoya, 2002)

El desarrollo de esta herramienta digital busca dar respuesta al requerimiento planteado por un alumno ciego que utiliza el programa Jaws para trabajar en su colegio: *lograr mayor sencillez y velocidad en el uso de su computadora personal, para abocarse a tareas que le signifiquen interesantes desde lo cognitivo.*

Queda planteada así la propuesta de lograr "economía cognitiva" en las tareas rutinarias, para disponer de recursos cognitivos para la resolución de problemas que resulten propuestas novedosas y significativas para el sujeto, según su criterio de evaluación y base de conocimiento. (Sternberg, R. 1990; Salomón; Perkins y Globerson, 1992)

Desde los aportes de la Inteligencia Artificial, como ciencia que estudia de manera sistemática el comportamiento inteligente, para imitar o simular habilidades humanas mediante la creación y utilización de máquinas y computadoras, escogemos los desarrollos de sistemas expertos. (Criado, 2009)(5). *Serán útiles para colaborar cognitivamente con el usuario que plantea la demanda, resultando un intermediario entre las aplicaciones de su ordenador personal y los usos que corrientemente le da a éstos, facilitándole la toma de decisiones, y permitiéndole liberar su atención hacia la construcción de nuevos aprendizajes.*

La principal característica del experto humano es el conocimiento o habilidades profundas en algún campo concreto. El SE en cuestión, considera como *experto* al mismo usuario, pues sus decisiones derivan en el cuerpo de conocimiento sobre el que se construye la aplicación informática en cuestión, con el objeto de utilizarlo para resolver problemas, justificar su comportamiento e incorporar nuevos conocimientos.

2. Metodología

Pueden identificarse cuatro momentos en el diseño del prototipo propuesto, que no se encuentran cerrados en su desarrollo, pues la evaluación en proceso nos lleva a numerosas revisiones.

Iberlisca

A partir de los encuentros entre el usuario, el desarrollador y el docente, surge la ideación propuesta de la herramienta informática.

Algunos de los datos de ésta son:

- La aplicación funciona en un ambiente cuyo Sistema Operativo es: Microsoft Windows, XP, 7.
- Los Recursos que requiere son: PC dual core, disco SATA o superior con 10 GB Disponibles. 4GB Ram.

Esquema de funcionamiento: Se trata de una aplicación diseñada a fin de reducir al mínimo la interacción operativa con el usuario, optimizando sus tiempos y esfuerzos para el uso de las herramientas disponibles en el ordenador.

Con este fin, la aplicación se inicia en el startup del sistema operativo y opera simulando la capa Shell del mismo, desde donde se podrán disparar los diferentes programas que constituyen las denominadas

herramientas. Esta interface toma del sistema el total de herramientas instaladas almacenándolas en una tabla de herramientas.

Otra tabla toma de la primera el acceso a y las ordena de acuerdo al uso y preferencias del usuario en cuestión, “alumno1”.

El usuario accede a la interface por los elementos de accesibilidad instalados previamente en el ordenador, ya conocidos por él.

3. Resultados y discusión

Resultados al momento:

_De la **accesibilidad de la propuesta**:

Hemos intentado diagramar una aplicación a la que puedan acceder la mayoría de los usuarios, dejando como tarea futura la mejora de este aspecto, teniendo como objetivo a accesibilidad para todos.

Teniendo en cuenta la persona en particular que da origen a la propuesta, la interfaz propone una manipulación mediante sonidos claros y sencillos de identificar, que acompañan a los íconos lo suficientemente explícitos para comprender su significado permitiendo así la accesibilidad a usuarios con dificultades auditivas.

Se crearon accesos directos sobre el escritorio, es decir, iconos que permiten llegar rápidamente a la aplicación que el “alumno 1”usa con frecuencia. El acceso puede ser hacia un programa, una carpeta, o un archivo. En nuestro “Prototipo 1”, el acceso es a dos programas: de procesador de texto y de buscador en Internet.

Se considera también la posibilidad que ofrece Microsoft Windows de crear combinaciones de teclas (a las que se denomina accesos directos) para ejecutar aplicaciones.

_De la **estética de la propuesta**:

Se pretende alcanzar atributos visuales o auditivos que capten la atención del usuario en la tarea a desarrollar.

Se procura proporcionar un entorno agradable que facilite el entendimiento del usuario ante la información presentada.

La interfaz pretende ser simple, no simplista, de fácil aprendizaje y uso, con funcionalidades accesibles y bien definidas, posible de ser comprendida, independientemente de las experiencias, conocimientos, capacidades lingüísticas o nivel de concentración del usuario.

_De la **colaboración en la cognición**:

Esta propuesta de utilización de las TIC se sostiene sobre la enunciación de que el papel apropiado para un sistema de computador no es el de profesor o experto, sino más bien, el de una herramienta cognitiva de extensión de la mente.

Encontramos una resolución de problemas por parte del usuario que da cuenta que la inteligencia puede estar distribuida también para su uso *entre los artefactos diseñados* por los sujetos, en nuestro caso, el “Prototipo 1”, recogiendo el concepto antes mencionado de extensión de la mente.

Esta aplicación cumple la función de catalizador para facilitar las destrezas del usuario, que es quien aporta la inteligencia, pues es quien “ redacta, diagrama, busca en la Red”.

iberdiscap

En palabras de Jonassen D. (1996)(6) cuando las personas trabajan con la tecnología de las computadoras, incrementan las capacidades de las mismas y éstas, realzan el pensamiento y aprendizaje de los usuarios. El resultado de una sociedad intelectual con la computadora es que la totalidad del trabajo intelectual se hace mayor que la suma de las partes. La computadora colabora en la construcción del conocimiento del usuario.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Con la propuesta planteada, se intenta participar en la construcción de una mirada innovadora en la relación TIC-educación, donde puede rescatarse el empleo de las tic en educación desde el planteamiento relacionado con el termino de "herramientas de la mente" (**mindtools**) acuñado años atrás por David Jonassen. Este autor cuestiona que la "interacción" entre el alumno y el ordenador se limite a presionar teclas para continuar con la presentación de información o a responder preguntas cerradas formuladas por un programa almacenado. Por el contrario, considera que las TIC deben servir como herramientas para la construcción del conocimiento y para que "los estudiantes aprendan con ellas y no de ellas"; deben permitir interpretar y organizar el conocimiento personal, apoyar la representación de lo que se sabe, involucrar el pensamiento crítico acerca del contenido que se está estudiando y permitir la comunicación y colaboración (Jonassen, 2002).

El permitir al "alumno 1" el uso de su computadora con herramientas informáticas de este tipo ("Prototipo 1"), sin considerar que "reemplaza" su ejecución, sino que acompaña y facilita su acción, es un modo de tender puentes entre elementos que conforman la cotidianeidad del alumno, y la vidadel aula. De esta manera, la escuela se presenta de modo amigable con las condiciones culturales del presente de sus alumnos; en particular de "alumno 1", que requiere del uso de su computadora para varias de las actividades fuera de la escuela, desempeñándose con eficacia y familiaridad con ella.

Al llevar a delante los encuentros entre el desarrollador del área de la Informática, el usuario y el docente, se plantearon varias situaciones referidas a las diversas posibilidades de acceso y uso de cualquier artefacto, por parte de las personas; éstos planteos resultaron novedosos para el desarrollador, quien hasta ese momento, sólo evaluaba el producto desde lo tecnológico, quedando por sobre entendido que los usuarios somos todos estándar. El trabajo en equipo permitió intercambiar "otras miradas de la sociedad".

Comprender lo social desde el modelo de la diversidad y de la cultura incluyente, implica un cambio conceptual que nos compromete a difundir estos modelos en la sociedad en general, compartiendo buenas prácticas e intentando ser agentes de cambio de situaciones excluyentes.

Al ser un proyecto que continua en desarrollo, quedan pendientes elementos de evaluación por parte de éste usuario y otros que utilicen el prototipo.

Luego de recoger los datos referidos a las sugerencias de los usuarios, se comenzará el paso de rediseño y nuevo testeo para mejora de la propuesta.

Referencias

(1) Cabero, J., Salinas, J., Duarte, A., Domingo, J., (2000) *Nuevas tecnologías aplicadas a la educación,*Ed. Síntesis, Madrid.

(2)Sánchez Montoya, R (2002): *Ordenador y discapacidad. Guía práctica*. Editorial CEPE. Madrid

(3)Sternberg R. (1990). "Metaphors of mind: Conceptions of the nature of theintelligence". New York: Cambridge University Press.

(4)Pea,R (2001) en Gavriel (comp.)*Cogniciones*,*distribuidas,*Buenos Aires,Amorrortu.

Iberdisap

(5) Criado Briz, J. M. (2000) Introducción a los Sistemas Expertos.URL(www.ingenieroseninformatica.org/recursos/tutoriales/sist_exp/index.php

(6) Jonassen, D.H., & Reeves, T.C. (1996). Learning with technology: Using Computers as cognitive tools. In D.H. Jonassen (Ed), Handbook of research for educational communications and technology (pp. 693-719)New York: Macmillan.

Iberdiscap

Iberdiscap

Monitorização de uma intervenção voltada para crianças com dificuldades de aprendizagem em leitura utilizando ferramentas da plataforma Moodle: Resultados simulados e estudo de caso

A. Di Benedetto[1], C. S. Shida[1]

[1] Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

O uso de ferramentas computacionais para fins de monitorização e intervenção é um campo emergente. Avaliar para intervir é uma forma de prevenir o fracasso escolar. Este trabalho propõe testar a viabilidade do uso de ferramentas da plataforma Moodle para monitorizar crianças com dificuldade de aprendizagem na leitura, via internet. Atividades pedagógicas típicas da educação infantil foram adequadas à plataforma Moodle, utilizando os programas HotPotatoes 6.3 e Macromedia Flash 8®. Para assegurar a confiabilidade dosregistrados no banco de dados do Moodle, foi realizada uma aplicação com uma amostra fictícia de vinte participantes. Em seguida, foi então feito um estudo de caso com dois alunos de uma escola pública, indicados pelos professores por apresentarem dificuldades de aprendizagem na leitura. Os gráficos gerados a partir dos registros do Moodle permitem uma identificação rápida das dificuldades pontuais dos participantes, comprovando a viabilidade do uso desta plataforma para fins de intervenção.

Palavras-chaves: Aprendizagem, Leitura, Moodle, Intervenção.

Introdução

Dados epidemiológicos indicam que as dificuldades em leitura, incluindo a dislexia, bem como as habilidades normais e a proficiência em leitura ocorrem como parte de um processo contínuo [1]. Desse modo, a dislexia não pode ser considerada como um fenômeno do tipo "tudo ou nada", pois ocorre em diferentes gradações. Essa variabilidade, inerente ao diagnóstico da dislexia, pode ser quantificada e prevista através de uma distribuição gaussiana [2], como ilustra a Figura 1.

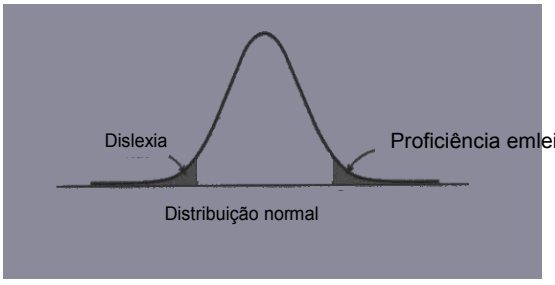


Figura 1: Distribuição gaussiana de habilidades em leitura.

Iberdisap

Vaughn e Fuchs [3] enfatizam a necessidade de reformular a maneira como os transtornos da aprendizagem são identificados. Essa discussão nasce de questionamentos acerca dos procedimentos tradicionais usados para a identificação dos transtornos da aprendizagem, baseados na discrepância entre QI e desempenho. Essa prática é vista como o modelo da espera do fracasso.

Esperar a melhora espontânea dos estudantes não é oportuno por dois motivos: 1º - se a causa da dificuldade for um transtorno da aprendizagem, essa melhora não ocorrerá porque os transtornos da aprendizagem são crônicos [1]; 2º- as crianças que não desenvolveram habilidades satisfatórias de leitura ficarão cada vez mais atrasadas em relação às demais, pois não conseguem extrair conhecimentos dos materiais impressos de que dispõem. Além disso, o atraso no desenvolvimento de habilidades básicas no reconhecimento de palavras pode requerer intervenções mais intensivas para restabelecer de forma adequada o nível de precisão na leitura e mesmo assim a fluência pode ser difícil de ser reparada. A dificuldade de recuperar a fluência é devida ao fato de que a criança não pôde praticar a leitura satisfatoriamente durante um período considerável, que pode variar de meses até anos [4]. Portanto, os estudantes com risco de apresentarem transtornos da aprendizagem e/ou com dificuldades na aprendizagem da leitura devem receber intervenção escolar devidamente validada o mais rápido e eficientemente possível. Nesse contexto, deve-se monitorar o progresso continuamente de forma que todas as avaliações sejam voltadas para a intervenção [5].

Em virtude dessas considerações, atualmente um novo modelo vem sendo adotado para a identificação dos transtornos da aprendizagem: Modelo da Resposta à Intervenção. Trata-se de um modelo em que o estudante é diagnosticado como tendo um transtorno da aprendizagem somente após ter sido submetido a uma intervenção validada, efetiva para a maioria, e não ter respondido à mesma. Nesse sentido, a intervenção pode ser pensada como *o* ***teste*** [6].

Sendo que as intervenções são de fundamental importância para identificação dos transtornos da aprendizagem, pesquisas conduzidas em nível de sala de aula foram efetuadas a fim de validar formas de intervenção [7,8]. Considerando a relevância de se intervir quando algumas crianças não avançam na aprendizagem da leitura, lançar mão de recursos computacionais que auxiliem na aplicação e monitorização de intervenções é necessário. Estudos como esses são justificados porque é bem conhecido que intervir precocemente pode reduzir o número de estudantes em situação de risco de desenvolverem dificuldades em leitura [9]. Promover uma avaliação abrangente nesse contexto é sem dúvida uma tarefa tão importante quanto difícil. Isso ocorre porque a quantidade de informações (escores-dados) oriundas desse tipo de abordagem computadorizada é extensa e requer tratamento específico. Ferramentas computacionais de visualização adaptadas para esses fins podem ajudar nessa complexa tarefa [10].A exploração dessas informações a partir de métodos desenvolvidos especificamente para contextos educacionais é um campo emergente [11].

2. Metodologia

Vista a importância que a intervenção vem adquirindo para a identificação dos transtornos da aprendizagem, este trabalho procurou adaptar à plataforma Moodle, para fins de intervenção, procedimentos pedagógicos característicos da educação infantil (primeiro ano) fundamentados em evidências científicas [12, 13, 14], utilizando softwares gratuitos (HotPotatoes, Audacity®) e o software proprietário Macromedia Flash 8®. Foi dada especial ênfase à interatividade com a criação de figuras animadas com áudio. Cada áudio foi gravado para elucidar o som de cada imagem (nome), bem como para orientar acerca da própria atividade. Assim sendo, os participantes interagem visualmente e sonoramente com o material, visto que clicando no respectivo botão, podem escutar instruções sobre a atividade e/ou ouvir o nome de cada figura, o que reforça o seu uso na modalidade à distância. Desse

Ibero-Riscap

modo, com a finalidade de monitorizar uma intervenção através da plataforma Moodle, foicriado o curso "Elementos de Aprendizagem" no servidor da UMC (http://enp.umc.br/moodle), Figura 2.

A fim de testar as atividades disponibilizadas e as opções de registro dos dados na plataforma Moodle foi criada uma amostra fictícia composta por vinte participantes. A Figura 3 ilustra o registro parcial dos participantes fictícios inscritos na plataforma Moodle.

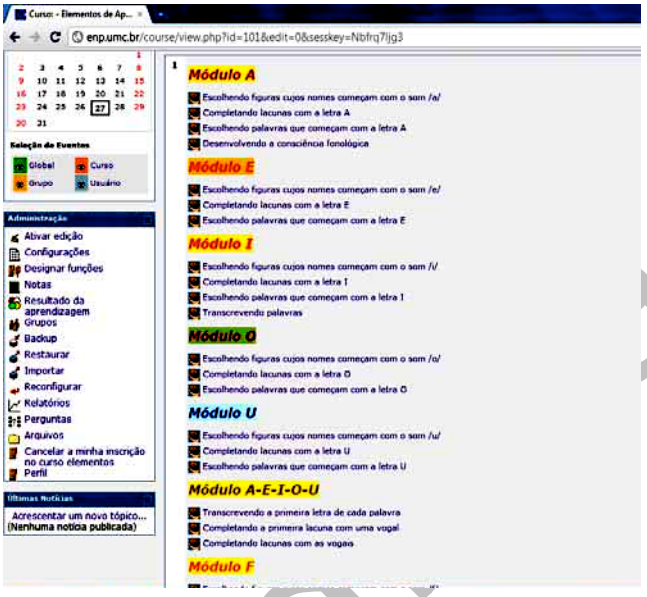


Figura 2: Visão dos módulos na plataforma Moodle.

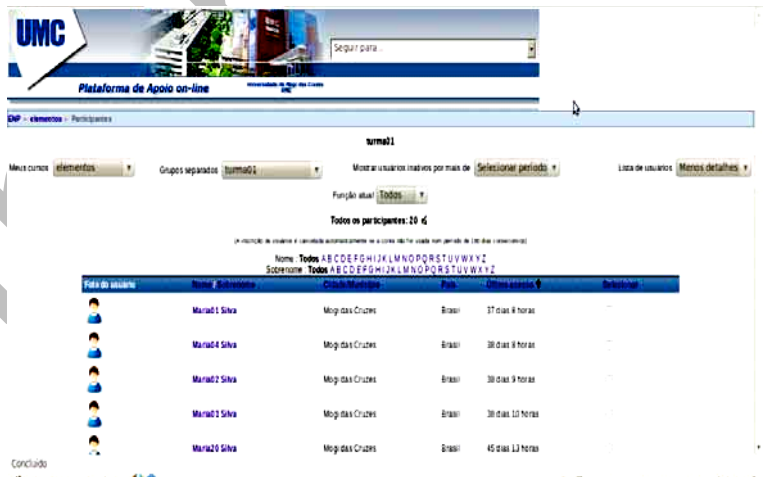


Figura 3: Visão parcial dos participantes fictícios inscritos na plataforma Moodle.

Foi efetuado também um estudo de caso com dois participantes, caracterizados pelos seus professores como apresentado dificuldade de aprendizagem em leitura, inscritos no segundo ano do ensino fundamental de uma escola pública da cidade de Mogi das Cruzes, com idade média de 7,5 anos. Ambos não estavam alfabetizados e bastante atrasados em relação ao restante de suas turmas, conforme relato dos professores. Estes alunos efetuaram as atividades do Módulo A ao Módulo F. Apenas o Módulo F exigia o conhecimento de sílabas (FA, FE, FI, FO, FU) ao passo que os demais módulos exigiam apenas o conhecimento das vogais. A atividade desenvolvendo a consciência fonológica tem como finalidade a percepção de que frases são constituídas por palavras - consciência de palavras. Os participantes efetuaram as atividades em suas escolas, duas vezes por semana, em sessões breves, supervisionados pela autora do presente trabalho. O projeto foi aprovado pelo comitê de ética da universidade de Mogi das Cruzes. Os responsáveis dos dois participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, antes da realização dos procedimentos.

3. Resultados e discussão

Simulou-se a execução das atividades para cada um dos vintes participantes fictícios. Os resultados da simulação registrados na plataforma Moodle foram exportados para uma planilha eletrônica (Excel) para análise dos dados registrados e elaboração de gráficos pertinentes. A Figura 4 mostra os escores dos participantes fictícios simulados para as diferentes atividades envolvendo a letra A. Este gráfico foi construído para exemplificar como identificar as dificuldades pontuais dos participantes fictícios.

No que diz respeito ao estudo de caso, com dois participantes, alunos de uma escola pública que apresentam dificuldades em leitura, é apresentado na Figura 5 o mesmo tipo de gráfico gerado para os participantes fictícios, ou seja, as notas para as diferentes atividades envolvendo a letra A.

Na Figura 6 são mostradas as notas desses dois participantes para as atividades do Módulo F, ou seja, de um nível dificuldade maior que envolve a identificação de sílabas.

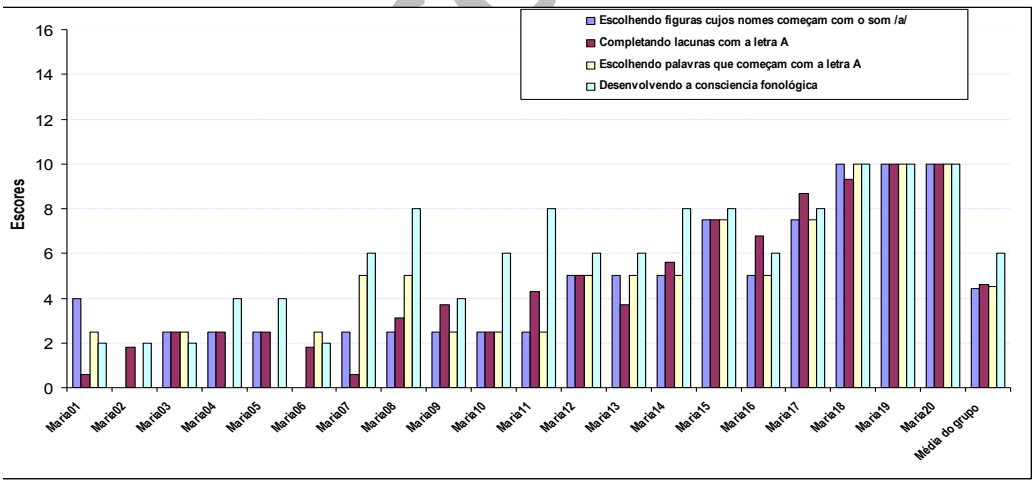


Figura 4: Notas dos participantes fictícios (simuladas) registradas no banco de dados da plataforma Moodle - Módulo A.

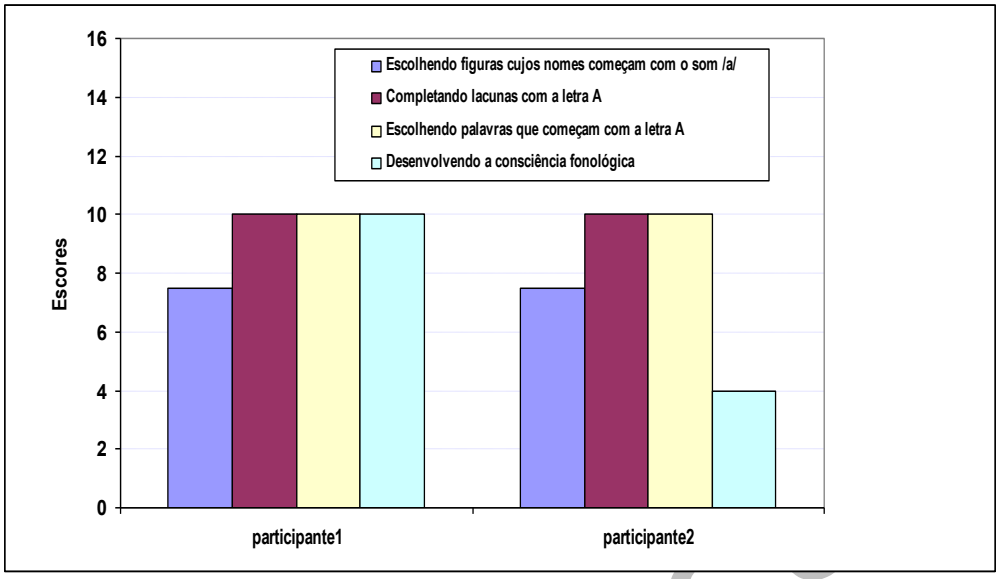


Figura 5: Escores de alunos com dificuldade de aprendizagem inscritos no segundo ano do ensino fundamental – Módulo A.

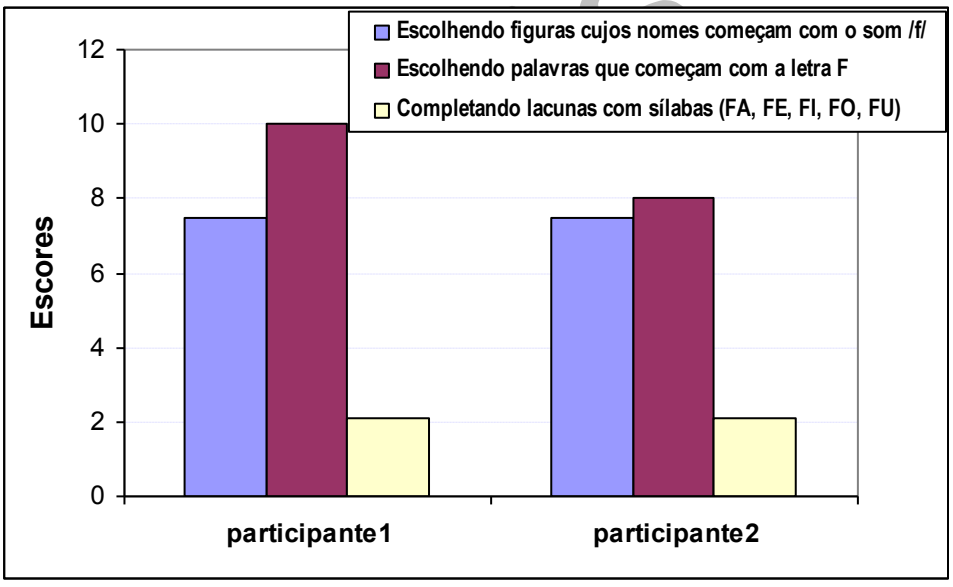


Figura 6: Escores de alunos com dificuldade de aprendizagem inscritos no segundo ano do ensino fundamental – Módulo F.

O foco deste trabalho é exemplificar como monitorizar os resultados de uma intervenção a partir dos registros do banco de dados da plataforma Moodle. Sondar resultados de aprendizagem de diferentes atividades a fim de identificar necessidades individuais de estudantes vem adquirido cada vez mais importância. Prova disto, ferramentas de visualização de dados [10] bem como softwares de mineração de dados "data mining" [11], já conhecidos na área empresarial, começam a emergir para contextos

educacionais. O uso da plataforma Moodle para finalidades terapêuticas vem ganhando espaço. Em seu livro, "Moodle 1.9 for Teaching Special Education Children (5-10 Year Olds) Beginner's Guide", Olsen (2010) [15] descreve como utilizar os recursos do Moodle, junto com outros aplicativos gratuitos, para criar cursos e terapias para crianças com necessidades educacionais especiais. Mediante a plataforma Moodle, terapeutas (psicopedagogos, fonoaudiólogos e outros) podem monitorizar intervenções entre sessões presenciais, à distância. Ter à disposição os resultados de uma intervenção sob forma gráfica, possibilita transpor informações, situar os estudantes em acompanhamento em relação à média do grupo e/ou a um grupo de referência, o que favorece tomada de decisões.

Uma das desvantagens que poderia ser apontada está relacionada à necessidade de exportar os dados gerados no Moodle para uma planilha eletrônica, como Excel, a fim de construir os gráficos para quantificar e ilustrar o desempenho de cada aluno em relação à media do grupo e/ou a um grupo referência. Esta etapa requer habilidades neste tipo de abordagem de tratamento de dados por parte dos profissionais envolvidos. Existe, portanto, uma necessidade de desenvolvimento de softwares que permitem uma visualização rápida e eficiente dos escores dos alunos a partir de gráficos gerados automaticamente com uma interface amigável. Um exemplo desse tipo de aplicativo é o Eduviz [10].

Analisando o gráfico da Figura 5, Módulo A, chama atenção o escore do participante2 na atividade "Desenvolvendo a consciência fonológica". O fato de o participante ter obtido escores altos nas demais atividades do módulo elimina a eventualidade de o baixo escore ser devido à inexperiência na utilização da plataforma Moodle. Assim como o participante2, o participante quatro também foi indicado por seus professores como apresentando dificuldades de aprendizagem, entretanto se saiu bem nessa atividade. Existe, portanto, a necessidade de se investigar mais minuciosamente essa dificuldade pontual do participante2 para auxiliá-lo de forma mais apropriada. No Módulo F nota-se uma queda expressiva na atividade "Completando lacunas com sílabas (FA, FE, FI, FO, FU)" para ambos os participantes, Figura 6. Esse resultado era esperado dado que os participantes não estavam alfabetizados.

Os gráficos mostrados nas Figuras 4, 5 e 6, computados com dados oriundos da monitorização de uma intervenção via plataforma Moodle, permitem chegar a algumdiagnóstico, ainda que preliminar, acerca da gestão dos dados bem como das dificuldades dos estudantes.

4.Conclusões e trabalhos futuros

Os resultados obtidos a partir da amostra fictícia e do estudo de caso mostraram a adequabilidade das atividades pedagógicas para fins de intervenção à plataforma Moodle. Os escores (simulação e estudo de caso) registrados no banco de dados do Moodle foram exportados para planilhas eletrônicas Excel, a partir das quais foram construídos gráficos para análise. Analisando os gráficos, é possível situar os participantes em relação à média do grupo e/ou a um grupo referência e assim identificar dificuldades pontuais. A comparação simultânea de dados favorece a transposição de informações de uma atividade para outra, tornando o processo de análise mais abrangente.

Os doisparticipantes interagiram com a plataforma Moodle com naturalidade. Os resultados obtidos dessa aplicação, com estudantes com dificuldades de aprendizagem, mostraram que a monitorização de intervenções via Moodle é viável. Ao efetuar registros durante uma intervenção, a plataforma Moodle permite acompanhar e analisar essa intervenção em tempo real. Isso possibilita tomada de decisões mais adequadas às necessidades dos estudantes com dificuldades.

Ao adequar intervenções à plataforma Moodle, a criação de um grupo de referência para comparação com os estudantes em acompanhamento seria de grande utilidade. Este grupo de referência poderia ser

Iberian

constituído por alunos de desempenho escolar satisfatório e de acordo com o que se espera, selecionados com instrumentos de avaliação de desempenho padronizados.

Referências

[1] S. E. Shaywitz, B. A. Shaywitz. Dyslexia (Specific Reading Disability**).** Biological Psychiatry, Vol. 57, pp. 1301-1309, 2005.

[2] S. E. Shaywitz *et al.*Evidence that dyslexia may represent the lower tail of a normal distribution of learning ability. New England Journal of Medicine, Vol. 326, pp. 145-150, 1992.

[3] S. Vaughn, L. S. Fuchs. Redefining learning disabilities as inadequade response to instruction: The Promise and potential problems. Research & Pratice-Special Series. Vol. 18(3), pp. 137-146, 2003.

[4] J. K. Torgesen. Individual responses in response to early interventions in reading. The lingering problem of treatment resisters. Learning Disabilities Research and Practice**,**Vol. 15, pp. 55-64, 2000.

[5] J. M.Fletcher, G. R. Lyons, L. S. Fuchs, M. A. Barnes. Transtornos de Aprendizagem da Identificação à intervenção. Porto Alegre:artmed, pp. 287, 2009.

[6] D. Fuchs, L. S. Fuchs. Introduction to Response to Intervention: What, why, and how valid is it? Reading Research Quarterly. Vol.41/1, pp. 93-99, 2006.

[7] B. A. Shaywitz, S. E. Shaywitz, B. A. Blachman, R. P. Kenneth *et al.* Development of Left Occipitotemporal Systems for Skilled Reading in Children After a Phonologically-Based Intervention**.** Biological Psychiatry**,**Vol. 55, pp. 926-933, 2004.

[8] B. A. Blachman, C. Schatschneider, J. M. Fletcher, D. J. Francis,S. Clonan, B. Shaywitz et al. Effects of intensive reading remediation for second and third graders. Journal of Education Psychology, Vol. 96, pp. 444-461, 2004.

[9] J. K. Torgesen. The Prevention of Reading Difficulties Journal of School Psychology. Vol. 40, pp. 7-26, 2002.

[10] S. A. Friedler, L. Y. Tan,N. J. Peer &B. Shneiderman.Enabling teachers to explore grade patterns to identify individual needs and promote fairer student assessment.Computers & Education, Vol. 51, pp. 1467–1485, 2008.

[11] C. Romero, S. Ventura, E. García. Data mining in course management systems: Moodle case study and tutorial. Computers & Education, Vol. 51, pp. 368-384, 2008.

[12] A. G. S. Capovilla, F. C. Capovilla.Alfabetização: Método Fônico**.** 4. ed. São Paulo: Memnon, 2007.

[13] A. G. S. Capovilla, F. C. Capovilla. Problemas de leitura e escrita: Como identificar, prevenir e remediar numa abordagem fônica. 5. ed. São Paulo. Memnon, 2007.

[14] A. G. S. Capovilla, F. C. Capovilla. Efeitos do treino de consciência fonológica em crianças com baixo nível sócio-econômico. Psicologia: Reflexão e Crítica, Vol. 13 (1), pp. 7-24, 2000.

[15] V. S. Olsen. Moodle 1.9 for Teaching Special Education Children (5-10 year Olds). Packt Publishing, 2010. Disponível para aquisição em: http://www.packtpub.com/article/associating-images-words-moodle1.9-special-kids.

Iberdiscap

Iberdiscap

Ambiente virtual para ensino de mergulho autônomo recreativo para inclusão de surdos

Kawamoto Jr. L. T.[1], Slaets A. F. F.[1,2], Sevegnani F. X.[2]

[1]Universidade de Mogi das Cruzes-UMC, Mogi das Cruzes, SP, rua Dr. Cândido Xavier de Almeida Souza, 200, Mogi das Cruzes, SP, CEP 08780-911, Brasil. Email: luiztk@umc.br; Phone: +55 (11) 9707-7177.

[2]Pontifícia Universidade Católica. Rua Marquês de Paranaguá, 111, São Paulo, SP, CEP 01303-050, Brasil. E-mail: francisco.sevegnani@gmail.com; Phone +55(11) 9622-0944.

Iberoiscap

Resumen

Foi desenvolvido um Ambiente virtual para ensino do mergulho autônomo recreativo para surdos – AVEMAR-S, com o objetivo de proporcionar as instruções ministradas no curso preparatório obrigatório de maneira acessível para essas pessoas, pois atualmente é raro encontrar instrutores de mergulho que conheçam a linguagem brasileira de sinais – LIBRAS. O ambiente mostra os acidentes possíveis de ocorrer e o que deve ser feito, bem como as conseqüências de não fazer o procedimento certo. O AVEMAR-S foi validado por testes escritos e por outro ambiente virtual para detecção de conhecimentos do mergulho recreativo – AVM, que é um programa desenvolvido para avaliar de forma mais prática que questionário em papel. Foi demonstrado que é possível incluir surdos no mergulho recreativo.

Palavras chaves: Inclusão, ensino, ambiente virtual.

1. Introdução

O mergulho autônomo recreativo é uma das atividades inacessíveis para quem tem deficiência física ou mental. Entretanto, segundo as leis brasileiras, todos devem ter acesso à educação e ao lazer.

No mergulho recreativo foi previsto como forma de inclusão, o “discover dive” também chamado de “batismo” sendo uma modalidade utilizada por turistas sem intenção de praticar atividade esportiva. Nessa modalidade, o instrutor mantém contato físico constante segurando a mão ou o equipamento da pessoa, podendo assim em qualquer emergência tomar as medidas necessárias. Mas dessa forma o mergulho é muito limitado. Entretanto o surdo no mar está em igualdade de condições físicas com as outras pessoas, pois não há instruções faladas, somente gestos e sinais. A única limitação para o surdo é a fase de instrução teórica ministrado no curso preparatório, obrigatório antes do mergulho.

O curso de mergulho convencional é composto de aula teórica presencial, seguido de prova teórica. Somente os aprovados seguem para aulas práticas em piscina. Por fim há o check out no mar onde os conceitos aprendidos são treinados e colocados em prática. Os aprovados recebem uma credencial que os permite mergulhar em qualquer lugar do mundo.

No curso teórico são explicados todos os conceitos de segurança relacionados com o mergulho com apoio de uma apostila. Porém existem surdos com bom domínio da Linguagem Brasileira de sinais – LIBRAS,

mas com baixo nível de letramento, que dificulta a leitura da apostila. A contratação de tradutores em LIBRAS não é viável devido ao alto custo operacional.

Pesquisas mostraram a validade de um ambiente virtual para reabilitar pessoas que tiveram acidente vascular cerebral [1]; para ensinar regras de segurança para pedestres [2] e para treinamento de profissionais de saúde [3]; para reabilitação de pacientes psiquiátricos [4]; para reabilitação de autistas [5] e [8]; para reabilitação de pessoas com deficiências mentais e físicas [6]; e para reabilitação de deficientes mentais para o trabalho [7], sendo portanto, viável a utilização deste método para adaptar o conteúdo do curso convencional sem necessidade de texto escrito como suporte.

2. Método

O Ambiente Virtual de Ensino do Mergulho Autônomo Recreativo para Surdos - AVEMAR-S foi desenvolvido de forma a permitir que essas pessoas possam aprender os conceitos de segurança do mergulho com maior facilidade. Foi desenvolvido também um segundo Ambiente Virtual para Detecção dos Conhecimentos dos Procedimentos de Segurança do Mergulho Recreativo – AVM para testar os conhecimentos desses alunos, mesmo daqueles com baixo nível de letramento.

Os cenários, os objetos e os personagens do AVEMAR-S e do AVM foram feitos no Adobe Fireworks, que é um programa complementar do Adobe Flash. Foi utilizado o ActionScript 8 como linguagem de programação porque possibilita bom desempenho, interatividade, e facilidade de utilização, assim como o Microsoft Internet Explorer 8, e plug in do Adobe Flash 8 para execução do programa.

Validação e testes.

Para avaliar a usabilidade do AVEMAR-S e do AVM, foi aplicado um questionário com itens sobre realismo das cenas e facilidade de entendimento das interfaces para 10 instrutores de mergulho e 70 mergulhadores já credenciados, maiores de 18 anos. E para avaliar se os conceitos apresentados estão corretos, foi feita uma avaliação pelo presidente da Association of Dive Schools – ADS, que é uma credenciadora de mergulho e que estabelece as regras de segurança.

Para validação foram escolhidos 40 alunos não surdos que nunca tinham mergulhado e desejavam obter a credencial de mergulho. Desses alunos, 20 seguiram as aulas teóricas e 20 utilizaram o AVEMAR-S sem nenhuma instrução verbal. Depois os conhecimentos foram avaliados com questionários convencionais. Foram escolhidos voluntários sem deficiência auditiva que simularam o desempenho dos surdos para poder testar seus conhecimentos com o questionário padrão reconhecido atualmente pela credenciadora, pois os surdos poderiam ter dificuldade na leitura.

Depois foram feitos testes com dois alunos surdos que foram instruídos pelo AVEMAR-S e como tinham dificuldade de com letramento foram avaliados pelo AVM, sendo que sua validade como teste tinha sido comfeita com 70 mergulhadores, sendo que 35 responderam questionário sobre segurança no mergulho e 35 jogaram o AVM.

Características do AVEMAR-S

O AVEMAR-S tem ambientes onde são simuladas situações que podem provocar acidentes. Existem dois personagens que reagem diferentemente às situações apresentadas e as conseqüências são mostradas.

O primeiro aspecto sobre segurança a ser ensinado é a separação da dupla. A separação impede o mergulhador de receber ou fornecer ajuda em caso de emergências. No AVEMAR os dois personagens estão no ambiente marinho, e um deles começa a se afastar de sua dupla. São representadas duas finalizações: na primeira o segundo mergulhador percebe o perigo e vai atrás de sua dupla,e o ajuda a se desenroscar de algas e no outro cenário, o segundo mergulhador segue seu caminho, depois quando reencontra sua dupla ela está enroscada e morta, conforme pode ser visto na figura 1.

Inédito

Figura 1. Mergulhador que abandou sua dupla, depois a encontra morta.

No próximo episódio, o personagem vai além de seu limite de 18 metros, e sofre sintomas de narcose, se movimenta mais lentamente, os comandos demoram a responder, as imagens são borradas (figura 2), e o manômetro e o profundímetro fornecem informações sem nexo, mas não diminui sua profundidade, e por confusão mental executa procedimentos errados terminado por morrer (figura 3). A animação seguinte mostra um personagem verificando constantemente seu profundímetro e se chegar ao seu limite, diminui sua profundidade.

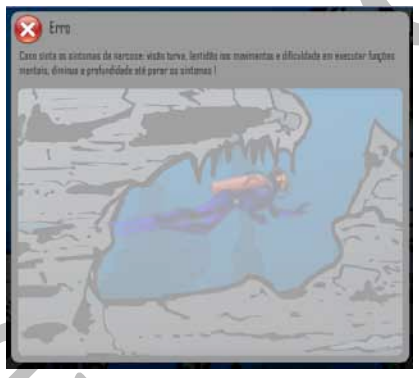


Figura 2. Mergulhador sentindo sintomas da narcose.

Figura 3. Mergulhador morrendo por ter excedido seu limite de profundidade.

Ibe-cap

Outra situação é a falta de verificação do manômetro. A animação mostra um personagem verificando constantemente seu manômetro e ar ver que o ar está acabando, vai à superfície para trocar de cilindro (figura 4), já o outro deixa o ar no cilindro ficar abaixo de 50 BAR, se enrosca e por ter pouco ar, não tem tempo pra se desvencilhar e morre (figura 5).

Figura 4. Mergulhador trocando cilindro de ar.

Figura 5. Mergulhador morrendo por ter deixado pouco ar nos cilindros, não teve tempo de se desenroscar e morre.

O ambiente então mostra uma interrupção no fornecimento de ar, que pode ocorrer por falha no equipamento e o personagem executando o procedimento correto: soltar o cinto de lastro e exalar ar em menos de 3 segundos, e comandar a subida (figura 6), o outro personagem, por não executar esses procedimentos, irá morrer.

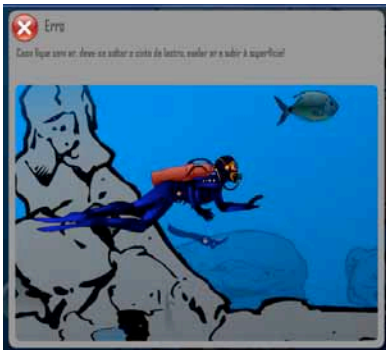


Figura 6. Mergulhador executando procedimento de subida de emergência.

Ao voltar ao barco, o personagem terá sintomas de doença descompressiva leve, como mal estar e dor nas articulações (figura 7). A animação mostra um mergulhador desistindo de fazer o próximo mergulho e pedindo ajuda e o outro personagem continuando a mergulhar e morrendo.

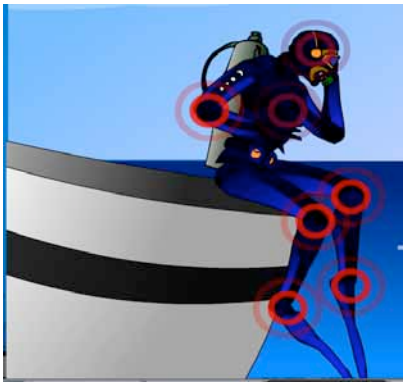


Figura 7. Sintomas de doença descompressiva.

No AVM (figura 8 e 9) o jogo inicia-se com o personagem tendo como objetivo de recolher o maior número possível de bandeiras, distribuídas no mar, sendo anunciada uma premiação para o jogador que conseguir pegar todas as bandeiras. O jogador para atingir esses objetivos deve violar os procedimentos de segurança do mergulho, então se ele desistiu de pegar uma bandeira, é porque lembrou as regras de segurança. Houve preocupação com que a sorte não interfira no resultado do jogo. Durante o jogo aparecem peixes, tartarugas e outros seres marinhos, inclusive um tubarão apenas para distrair o jogador como se ele estivesse no fundo do mar. O planejamento do AVM pode ser visto na tabela 1.

Figura 8. Tela inicial do AVM.

Figura 9. Teste de separação de duplas.

Ibvirtual

Problema	Causa	O que fazer	Representação no jogo	Validade da avaliação
Separação de duplas: não manter contato visual desde a entrada na água até a volta para o barco.	Distração com o fundo do mar e objetivos diferentes da dupla.	Aproximar-se de sua dupla e manter-se dentro do seu campo de visão.	O personagem da dupla vai se afastando até sair do campo visual da tela. O personagem deve ir atrás da sua dupla.	O personagem tem bandeiras em frente dele. Para ir atrás da dupla, deve ir a uma direção onde não tem bandeiras.
Narcose	Profundidade acima da capacidade física do indivíduo.	Diminuição da profundidade	Simula a narcose: os comandos do jogo demoram a responder, a tela fica embaçada, e os instrumentos fornecem dados inconsistentes. O jogador deve fazer o personagem subir até os sintomas desaparecerem.	Não há motivos para subir nessa fase do jogo.
Ficar sem ar por não trocar o cilindro em tempo.	Distração com o fundo do mar.	Lembrar de consultar o manômetro freqüentemente.	A pressão de ar diminui no decorrer do jogo e para não ficar sem ar deve fazer o personagem trocar de cilindro.	A verificação do instrumento exige manobras específicas que não podem ser feitas involuntariamente.
Exceder 18 metros de profundidade por comandar descida do personagem sem verificar o profundímetro.	Distração com o fundo do mar.	Lembrar de consultar o profundímetro para não descer abaixo de 18m.	Uma bandeira foi colocada em profundidade maior que 18 m. Se o jogador não verificar seu prufundímetro, e quiser pegá-la, comete um erro.	A verificação do instrumento exige manobras específicas que não podem ser feitas involuntariamente.
Subida de emergência	Falta de ar por esquecimento de verificação de manômetro ou falha no equipamento.	Subir para a superfície retirando o cinto de lastro, e exalando ar.	O jogo simulará a interrupção do fornecimento de ar, independentemente das ações do jogador. O jogador deve comandar três procedimentos: soltar o cinto de lastro, exalar o ar e subir.	Não são procedimentos normais do jogo. Os comandos para soltar o cinto, exalar ar e subir são diferentes dos movimentos normais.
Negação de doença descompressiva: apesar de apresentar alguns dos sintomas da doença descompressiva, volta a mergulhar.	Vontade de mergulhar.	Parar o mergulho imediatamente.	O jogo apresenta o personagem demonstrando alguns dos sintomas da doença descompressiva: dor nas juntas e na cabeça e corpo encurvado, então para não cometer um erro, o jogador deve desistir do jogo.	O botão de desistir não é sugestivo porque está em todas as telas. O jogador deve justificar porque desistiu num campo.

Tabela 1. Roteiro do AVM.

3. Resultados

O presidente da Association of Dive Schools – ADS, que é o responsável pela definição e divulgação dos padrões de procedimentos de segurança no mergulho considerou corretos os conceitos de segurança do mergulho apresentados no AVEMAR-S e no AVM.

As respostas do questionário de usabilidade sobre o AVEMAR-S e AVM mostraram que 100% dos instrutores e 90% dos mergulhadores consideraram as interfaces facilmente entendíveis, e 100% dos instrutores e 93,33% dos mergulhadores consideraram que o jogo tem realismo suficiente.

Iberdisap

As respostas dos 35 mergulhadores que utilizaram o AVM como método para avaliar seus conhecimentos de mergulho, comparadas com as respostas dos 35 que utilizaram o questionário convencional foram analisadas pelo teste estatístico binomial duas proporções e não apresentaram diferença significativa. Entretanto os instrutores consideraram o ambiente mais eficiente por apresentar situações bem realistas e interativas enquanto o questionário avalia conhecimentos teóricos.

Em relação à avaliação do ensino proporcionado pelo AVEMAR-S, os alunos não surdos instruídos pelo ambiente tiveram acerto de 87% e os instruídos por aulas convencionais, 75%. Análise estatística pelo teste binomial duas proporções não mostrou diferença significativa entre os grupos, então fica demonstrado que aulas no ambiente virtual têm eficiência similar ao jogo.

No teste de conhecimento utilizando o AVM com dois surdos com pouca alfabetização, os resultados foram 75% e 70% de acertos, demonstrando que assimilaram o conteúdo e que estão no mesmo nível que alunos não surdos, o que possibilita a continuação do curso.

4. Conclusões

O AVEMAR-S pode facilitar a inclusão de pessoas surdas no mergulho autônomo recreativo, dando-lhes autonomia e liberdade. Para tal, deve ser feita uma campanha de esclarecimento junto às credenciadoras para que todas façam esse tipo de inclusão.

Como sugestão de futuras pesquisas fica a de encontrar maneiras de incluir deficientes físicos e mentais de forma o mais independente possível no mergulho recreativo.

Referências

[1] D. Reid; Virtual Reality and the Person–Environment Experience. Cyberpsychology & behavior . Volume 5, Number 6, p.559-564. Nova Iorque: Mary Ann Liebert, 2002.

[2] M. C. Joan; M. Morag; P Jayne. Effectiveness of Virtual Reality for Teaching Pedestrian SafetyVirtual Reality and the Person–Environment Experience. Cyberpsychology & behavior . Volume 5, N. 3, p.185-190. Nova Iorque: Mary Ann Liebert, 2002.

[3] F. Manotovani; G. Castelnuovo; A. Gaggioli; G. Riva. Virtual Reality Training for Health-Care Professionals. Cyberpsychology & behavior . Volume 4, Number 4, p.389-395. Nova Iorque: Mary Ann Liebert, 2003.

[4] P. C. Burda; T. W. Starkey; F. Dominguez; M. R. Tremont. Computer-assisted psychoeducation of psychiatric inpatients. Computers & Education. Vol. 25 N. 3. P. 133-137, 1995.

[5] S. Parsons; A. Leonard; P. Mitchell. Virtual environments for social skills training: comments from two adolescents with autistic spectrum disorder. Computers & Education. Vol. 47. P. 186-206, 2007.

[6] P. J. Standen; C. Camma; S. Battersby; D. J. Brown; M. Harrison. An evaluation of the Wii Nunchuk as an alternative assistive device for people with intellectual and physical disabilities using switch controlled software. Computers & Education. Vol. 56. 2-10, 2011.

[7] D. J. Browna; D. McHugh; P. Standen; L. Evett; N. Shopland; S. Battersby. Designing location-based learning experiences for people with intellectual disabilities and additional sensory impairments. Computers & Education. Vol. 56. 11-20, 2011.

[8] Y. Cheng; H. C. Chiang; J. Ye; L. Cheng. Enhancing empathy instruction using a collaborative virtual learning environment for children with autistic spectrum conditions. Computers & Education. Vol. 55. 1449–1458, 2010.

Iberdiscap

Iberdiscap

Desarrollo de un dispositivo de asistencia auditiva portátil basado en un dsPIC

F. Denk[1], P. D. Agüero[1], A. J. Uriz[2], J. C. Tulli[1], E. L. González[1] , J. M. Garín[1] , S. Bourguigne[1]

[1] UNMdP, Laboratorio de Comunicaciones, Mar del Plata Argentina, J. B. Justo 4302,+5402234816600.

fransciscodenk@fi.mdp.edu.ar, pdaguero@fi.mdp.edu.ar, jctulli@fi.mdp.edu.ar, elgonzal@fi.mdp.edu.ar,jmgarin@fi.mdp.edu.ar simonbour@gmail.com

[2] CONICET, UNMdP, Laboratorio de Comunicaciones, Mar del Plata, Argentina, J. B. Justo 4302, +5402234816600.

ajuriz@fi.mdp.edu.ar

Resumen.

Las pérdidas de audición son una dolencia que afecta a un gran porcentaje de la Sociedad. Si bien existen dispositivos que permiten mejorar la calidad de vida de las personas con estas dolencias, estas suelen ser costosas y además muchas veces no se ajustan por completo a los requerimientos del usuario. Este trabajo se enfoca en el desarrollo de un dispositivo portátil de asistencia a personas con algún tipo de impedimento auditivo utilizando un dsPIC producido por Microchip. Con el fin de validar los resultados, se utiliza un modelo capaz de simular pérdidas de audición mediante un banco de filtros polifásicos, lo que permite analizar el desempeño de dos algoritmos de compresión: el lineal y el SPINC. Resultados subjetivos experimentales demuestran las ventajas de la utilización de la función SPINC, la cual es implementada en un dispositivo dsPIC33FJ128GP802-E/SP de Microchip, sobre otras como por ejemplo funciones lineales.

Palabras Clave:discapacidades auditivas, tratamiento digital de señales, conversión de voz, compresión de voz, síntesis de voz.

1. Introducción y contenidos

Las pérdidas de audición son una dolencia que aqueja, según datos del censo del 2001, a 300.000 de personas en Argentina. Existen diversos tipos de problemas, pudiendo clasificarse por su origen en: congénito, debido a envejecimiento ó debido a un trauma, entre otros. Sin embargo, una forma más útil de clasificarlas es a través del **umbral absoluto de audición** ó *ATH* por sus siglas en inglés el cual es presentado en [1, 2, 3, 4, 5] . La función ATH representa la energía mínima que debe poseer un tono en un ambiente sin ruido para que sea percibido por una persona joven con el oído en buen estado de salud. De este modo, todas las componentes que estén por debajo de dicho umbral no serán percibidas por el mismo. Se puede clasificar una deficiencia auditiva en función de dicha curva. Así, por ejemplo, para un oído con una **deficiencia auditiva grave**, la curva presentará un rechazo adicional de al menos 60dB en las frecuencias superiores. Otro tipo de dolencias que padece un gran número de personas es una **deficiencia auditiva traumática** donde, a raíz de un trauma, el oído de la persona deja de responder a un

Iberoiscap

cierto rango de frecuencias. Esto puede deberse a que el individuo es expuesto de manera constante a un sonido de gran intensidad, como suele ocurrir en ambientes industriales. Esta dolencia se puede representar como un rechazo de al menos 50dB sobre la curva ATH en un cierto rango de frecuencias.

Para tratar estos y otros tipos de discapacidad auditiva se han desarrollado un conjunto de técnicas aplicables a diversos dispositivos que son colocados en distintas partes del oído, tales como audífonos e implantes cocleares. Ejemplos de estos dispositivos son ofrecidos por compañías como Widex ó Samsung. Estas ofrecen gran variedad de productos, los cuales van desde audífonos analógicos (que pueden poseer sólo un circuito amplificador), hasta equipos digitales con tecnología de punta [6, 7]. Estos últimos, permiten realizar tareas tales como compresión de voz, filtrado dinámico de ruido, opciones de funcionamiento configurables y acoplamiento para conversaciones telefónicas, entre otras. Otro aspecto que es considerado en estos diseños es la ergonomía, ya que estos productos están diseñados para su uso permanente en el cuerpo del usuario. Por ello, las compañías mencionadas tienen en cuenta que el equipo no provoque reacciones alérgicas a la piel del usuario, que la forma del dispositivo no afecte al oído y que el dispositivo sea inmune a la humedad debida a la transpiración ó la lluvia.

Una de las principales ventajas de los dispositivos digitales es que permiten obtener soluciones a la medida del usuario. En especial, pueden ser usados en dolencias que estén relacionadas con el envejecimiento del oído o con la pérdida de audición en un rango de frecuencias en particular. Este tipo de casos pueden ser abordados utilizando técnicas de compresión de voz, las cuales permiten acondicionar la señal que ingresa al oído del oyente con el fin de llevar el rango de frecuencias donde exista una **zona muerta** del oído, como por ejemplo una discapacidad traumática, hacia zonas donde la información pueda ser percibida. La compresión se lleva a cabo mediante una función que mapea de una manera adecuada las frecuencias de la zona afectada hacia la nueva región. Debido a ello, pueden encontrarse versiones lineales basadas en la Transformada Rápida de Fourier (FFT) [8, 9, 10], versiones basadas en modelos sinusoidales [11, 12], e incluso usando aproximaciones basadas en bancos de filtros [13, 14].

Este trabajo apunta a desarrollar un sistema capaz de simular distintos grados de pérdidas auditivas y perfeccionar técnicas que logren mitigar dichos problemas. El objetivo final del mismo consiste en desarrollar un dispositivo que sea capaz de integrar las técnicas utilizadas en un dispositivo DSP portátil, del tipo dsPIC. En particular se utiliza un dsPIC33FJ128GP802-E/SP [15]. De este modo, es posible comparar el producto desarrollado con los existentes, apuntando a mejorar las especificaciones de los mismos y a reducir su costo.

El artículo se organiza de la siguiente manera: en la Sección 1 se hace referencia a las dolencias a estudiar. La Sección 3 presenta los métodos del estado de la cuestión a desarrollar y se implementa el algoritmo de compresión utilizado. En la Sección 4 se realizan experimentos para validar los métodos implementados. En la Sección 5 se hace un análisis de factibilidad sobre la implementación del algoritmo desarrollado en un microcontrolador dsPIC, con el fin de obtener un dispositivo portátil. Por último, en la Sección 5.1 se desarrollan las conclusiones del trabajo.

1.1. Descripción de las patologías a estudiar

En esta sección se presenta un breve resumen de las dolencias que se van a estudiar a lo largo del trabajo. Este trabajo está enfocado en resolver dolencias similares a un envejecimiento del órgano auditivo, las cuales se caracterizan por un aumento en el umbral de audición y la aparición de **zonas muertas**, especialmente en las frecuencias altas y medias. Estas representaciones son desarrolladas en [4, 16, 17]. Por este motivo algunos fonemas, en especial los fricativos [18], no puedan ser correctamente oídos, ya que una parte de su información espectral ha sido eliminada por la reducción de la audición del órgano. Como consecuencia de esto, dos fonemas como la /s/ y la /r/ pueden ser percibidos de forma similar, lo que produce un deterioro en la **inteligibilidad** de los sonidos que percibe el oyente. De los estudios

Iberchip

realizados en [19, 20] se desprende la Figura 1, que muestra la curva de audición de un oído correspondiente a una persona joven en buen estado de salud.

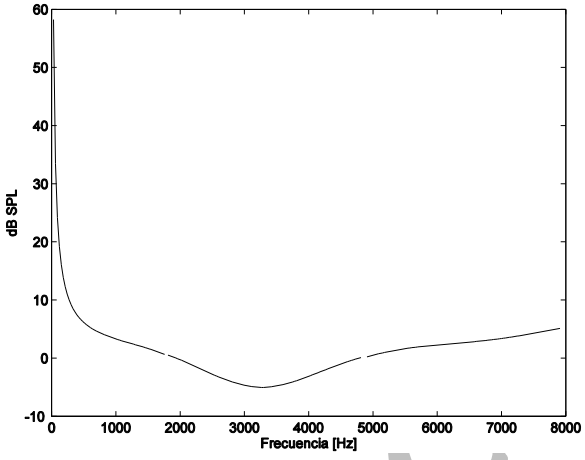


Figura 1: Respuesta en frecuencia del oído de una persona en buenas condiciones de salud auditiva, en un ambiente sin ruido.

Por otro lado, en la Figura 2 se representa la curva ATH para un oído de una persona con una sordera grave y la Figura 3 corresponde a la curva ATH de una persona afectada por una discapacidad auditiva traumática. Como se mencionó en el párrafo anterior, los problemas auditivos se deben a que el oyente percibe menos formantes (u otra información frecuencial) que los necesarios para poder distinguir entre los distintos fonemas entre sí. Estudios previos indican que sólo son necesarios los primeros formantes para poder distinguir entre algunos fonemas sonoros, no así en los no sonoros (como los fonemas fricativos [18]). Incluso, algunos estudios demuestran que la energía se concentra en un alto porcentaje para fonemas sonoros entre 0 y 1KHz para una persona con voz grave [10]. A su vez, para fonemas fricativos, dichos formantes se encuentran en frecuencias más elevadas. Cabe destacar además, que la información necesaria para reconocer al locutor se halla ubicada en el rango de frecuencias entre los 1000Hz y los 2000Hz [21]. En consecuencia, resulta factible intentar trasladar estos formantes hacia el rango de frecuencia donde el oyente perciba el mensaje de una manera correcta. Dicha tarea es realizada por el sistema de compresión de voz que se presenta en la siguiente sección.

Iberchip

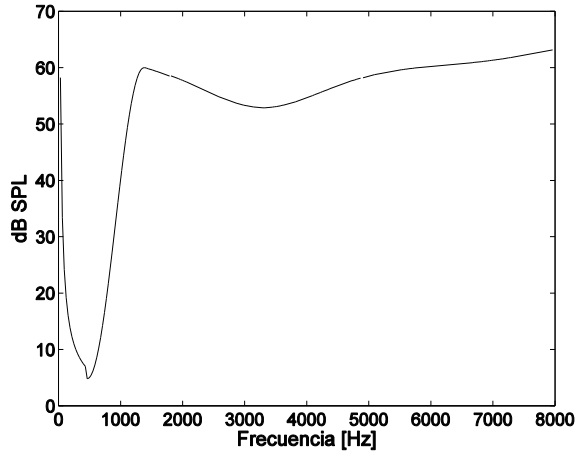


Figura 2: Curva ATH correspondiente a una personaafectada por una sordera aguda.

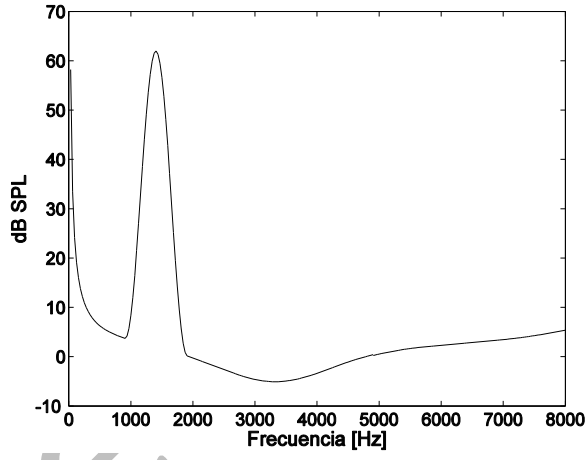


Figura 3: Curva ATH correspondiente a una persona con una deficiencia auditiva de carácter traumático

2. Metodología

Esta sección se divide en tres partes. En la primera se introduce un modelo que implementa herramientas capaces de simular las deficiencias auditivas planteadas en la Sección 1. La segunda parte se enfoca en la presentación de un algoritmo que se basa en un método de compresión de voz con el fin de mejorar la inteligibilidad de la señal que percibe el oyente. Por último, en la Sección 2.3. se implementa el algoritmo en un dispositivo dsPIC de Microchip.

2.1. Métodos Implementados

2.1.1. Modelado de la discapacidad auditiva

Para comenzar es necesario analizar el problema de la pérdida auditiva. A través del estudio de esta deficiencia es posible construir un modelo del oído como un banco de filtros con diferentes umbrales de

audición [4, 16, 19, 22, 23]. De esta forma, toda aquella señal con potencia inferior al umbral resulta eliminada. Esto nos permite obtener la señal que esta siendo oída por una persona con un cierto grado de discapacidad. La Figura 4 presenta el sistema modelado:

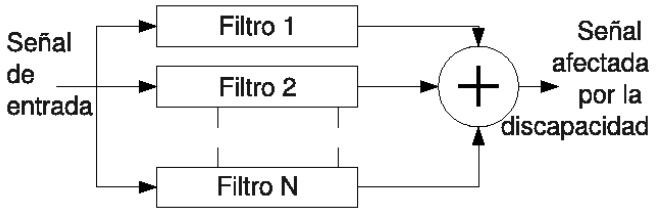


Figura 4: Esquema del sistema de simulación de discapacidades auditivas propuesto.

Para implementar el modelo, se hace uso de diferentes herramientas de modelado psicoacústico que se complementan con estudios realizados por diversos científicos acerca de la forma de la respuesta en frecuencia del sistema auditorio para personas con distintos tipos de sordera [24]. Los resultados de este desarrollo nos permiten conocer como percibe los sonidos una persona con una determinada discapacidad auditiva, y de esta manera se podrán construir herramientas más efectivas para mejorar la audición. Este modelo consiste en representar las pérdidas auditivas mediante un conjunto de filtros pasabanda, diseñados con el fin de modelar las las características de un sistema de audición con una discapacidad específica. Un ejemplo de esto, es modelar el oído mediante un filtro pasabajos, el cual atenúa las componentes de alta frecuencia, de modo de percibir los sonidos de la misma forma que un oído envejecido, ya que no es capaz de percibir dicha información.

2.2 Algoritmo de compresión de voz

2.2.1 El algoritmo SPINC

Los algoritmos de compresión espectral se basan en escalamientos y traslaciones en frecuencia. Para cada una de las frecuencias de entrada se establece una correspondencia con una frecuencia de salida a través de un factor de escala y un desplazamiento en frecuencia. Tanto el factor como el desplazamiento pueden obedecer a una ley lineal, logarítmica, u otra más compleja, con respecto a la frecuencia de entrada. En la literatura se pueden encontrar diferentes funciones que relacionan la frecuencia de entrada con la frecuencia de salida [7, 10, 25]. En general, la compresión en las bajas frecuencias es mínima y la compresión en altas frecuencias obedece una ley cercana a la logarítmica, lo que se realiza con el fin de no modificar las componentes de más baja frecuencia (las cuales aportan la mayor parte de la información fonética). En este caso se utiliza la función de mapeo frecuencial que responde al arco tangente: la función SPINC [25], mediante la cual las frecuencias de entrada (f) y de salida $\phi(f)$ se relacionan según la Ecuación 1.

$$\phi(f) = 1414 arctg(f/1414\,Hz) \quad SPINC.$$

En la Figura 5 se representa la función SPINC junto a dos variaciones de una función de compresión lineal. En la misma se aprecia en trazo grueso rayado una curva de referencia con pendiente unitaria, en trazo continuo grueso la función SPINC y con lineas rayadas finas con y sin puntos, las funciones de compresión lineal con factores de compresión 1.7 y 1.3 respectivamente.

Inerdisap

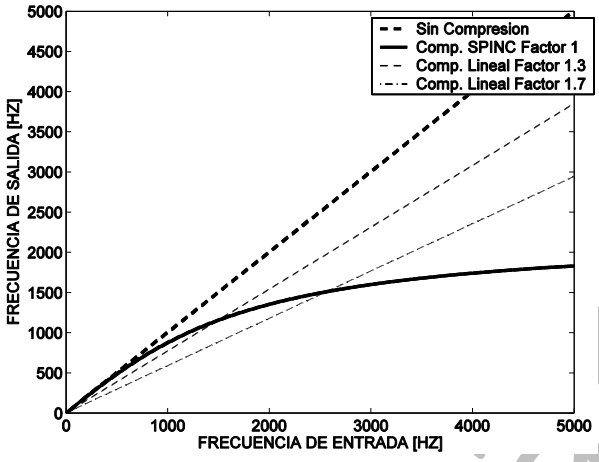


Figura 5: Funciones de compresión lineal y SPINC.

Esta función presenta diversas ventajas en su comportamiento tanto en bajas como altas frecuencias. Diversos estudios, entre los cuales podemos mencionar el realizado por Simpson [26], indican que los formantes de más baja frecuencia, inferiores a 300 Hz, no presentan variaciones significativas entre locutores con respecto a lo que ocurre con los formantes de frecuencias superiores. En consecuencia, resulta deseable el comportamiento de la función SPINC, la cual preserva la ubicación de dichos formantes. Por otro lado, es posible comprimir todo el espectro de voz en un ancho de banda de 2200Hz. Mientras que si se utiliza compresión lineal con un factor de compresión de 1.3, por un lado los formantes inferiores se ven desplazados, lo cual afecta la inteligibilidad del audio resintetizado y por otro, para transmitir 20KHz se necesita un ancho de banda de aproximadamente 15KHz. Esta ventaja del algoritmo SPINC trae aparejada una pérdida de selectividad para las altas frecuencias, ya que la función SPINC comprime por un factor unitario entre 0 y 1414Hz y luego comprime el resto del espectro entre 1414Hz y 2200Hz. Esto no afecta la inteligibilidad del audio resintetizado, ya que la información relevante para definir esta característica se encuentra en los primeros formantes de cada fonema. Esta distorsión se traduce en una leve pérdida de identidad al procesar una señal de voz. En este trabajo se implementa el algoritmo de compresión utilizando el propuesto por Timms et al. [27]. El mismo consiste en un análisis solapado de la señal usando la transformada rápida de Fourier (FFT). La compresión espectral se realiza trasladando los picos frecuenciales usando la función SPINC. Finalmente, se aplica un filtrado pasabajos y se realiza un espejado del espectro para recuperar la simetría hermitiana. Este último paso es importante para obtener una señal puramente real a través de la transformada inversa de Fourier (IFFT), para la reconstrucción posterior usando el algoritmo de suma solapada. En este caso se utilizan los siguientes parámetros:

• Filtrado de entrada *antialiasing* [18, 28].

• Transformación al dominio de la frecuencia usando una **FFT** de 256 puntos. De esta forma, se obtiene una resolución en frecuencia de 62.50Hz para una frecuencia de muestreo de 16KHz.

• Se utilizan segmentos de señal (frames) de 256 puntos sin solapamiento.

Ibernisc&p

• Se procesa la señal de entrada con el algoritmo de compresión **SPINC**

• Transformación al dominio del tiempo mediante una **IFFT**.

• Resintetizado de la señal de audio, se utiliza el método de la suma solapada **TD-OLA** [18].

De esta forma se obtiene un sistema capaz de comprimir los sonidos de un determinado rango donde el oyente presente problemas hacia otro donde sea capaz de percibirlos. Este sistema tiene una carga computacional que depende fundamentalmente de la función FFT implementada, es por ello que se busca un compromiso entre la resolución en frecuencia del sistema y la carga computacional.

2.2.2.Experimentos Realizados

Con el fin de cuantificar la mejora introducida por el método, se realiza una serie de simulaciones utilizando MATLAB, con el propósito de estudiar comparativamente los algoritmos propuestos, tanto en inteligibilidad como en calidad. Para ello, se utilizó el modelo presentado en la Subsección 2.2.1 para procesar los audios de 4 locutores. 2 mujeres y 2 hombres. Por otro lado, se utiliza una serie de sonidos que el discapacitado debe escuchar en su vida cotidiana (bocinas de autos, advertencias ferroviarias, etc.). El comportamiento del sistema se estudia en una condición de sordera simulada mediante un filtro pasobajos con una frecuencia de corte de 870Hz. De este modo, el sonido sin compresión carece de la información necesaria para que algunos sonidos sean inteligibles, como es el caso de los fonemas fricativos. El experimento consta de un grupo de evaluadores sin discapacidades auditivas que califican de 1 a 5 en **inteligibilidad** (5: perfectamente inteligible, 1: ininteligible) y **calidad** (5: calidad excelente, 1: calidad pésima, deteriorada por la manipulación de los datos) una serie de archivos de audio los cuales corresponden a los siguientes casos:

• Filtrado pasabajos, con reconstrucción utilizando compresión lineal y factores de compresión 1,3 y 1,7.

• Filtrado pasabajos, con reconstrucción utilizando compresión SPINC y factores de compresión de 1,3 y 1,0.

	Inteligibilidad	**Calidad**
Compresión SPINC - Factor: 1.0	2.4	2.2
Compresión SPINC - Factor: 1.3	2.1	1.9
Compresión Lineal - Factor: 1.7	1.7	1.8
Compresión Lineal - Factor: 1.3	1.7	1.7

Tabla 1: Resultados del experimento comparativo.

La Tabla 1 presenta los resultados obtenidos, los cuales muestran una clara ventaja tanto en la inteligibilidad como en la calidad para el algoritmo de compresión SPINC por sobre el uso de compresión LINEAL. Además, el SPINC con un factor de compresión unitario es el que presenta mejores resultados.

Iberdiscap

Esto se debe a que los restantes algoritmos comprimen los formantes más bajos de la señal de voz y por ello resulta distorsionada. Esto hace que en algunos casos la señal oida sea ininteligible.

Del mismo modo, para sonidos de advertencia se observó que sin aplicar compresión era imposible percibirlos. El caso más relevante fue el de una señal de advertencia de un paso a nivel ferroviario, la cual se pudo escuchar perfectamente usando compresión SPINC, mientras que sin compresión o utilizando compresión lineal, la advertencia no pudo ser percibida.

3. Experimentos y discusión

3.1. Implementación en un Dispositivo DSP

Dado que las simulaciones realizadas utilizando MATLAB y MPLAB arrojaron resultados prometedores, se implementó el algoritmo utilizando un dispositivo **dsPIC 33FJ128GP802-E/SP** de Microchip [15, 29]. Con el cual es posible implementar prestaciones similares que los dispositivos comerciales como BRAVO [6] ó el SENSO [7], ambos de la empresa WIDEX que poseen funciones como control de ruido, compresión de voz y ecualización, entre otras. Otra gran ventaja de estos dispositivos digitales, es que permiten ajustar el equipo a las necesidades del oyente con solo reprogramarlo, evitando calibraciones extensas. Por lo comentado, estos dispositivos de asistencia son muy versátiles. Sin embargo, la versatilidad impacta en el costo, ya que para un dispositivo como los citados su valor oscila entre los 1000 y los 5000 Euros. Por otro lado, estos dispositivos se basan en **Procesadores Digitales de Señales(DSP)**, que por su naturaleza requieren circuitería externa, lo que a la hora de tratar de implementar uno de ellos se traduce en un aumento de las dimensiones del equipo. Por el contrario, el dsPIC propuesto tiene una gran integración de componentes, reduciendo así el volumen del equipo a construir. Esto lo hace ideal para la construcción del dispositivo de asistencia en base a un dsPIC de Microchip, el cual además en su versión con sobrerango de temperaturas (más adecuado para esta aplicación) tiene un valor de sólo 17 US$.

Las características más relevantes de este dispositivo son:

• **128KB de memoria de programa**. Lo cual lo hace apropiado para el uso de compiladores cruzados.

• **16KB de memoria RAM**. De los cuales 2KB son utilizados como memoria compartida para Acceso Directo a Memoria **DMA**.

• **Velocidad de procesamiento de 40MHz**.

• **Bajo costo**. Como se mencionó previamente su valor es de 17 US$, ampliamente menor al de un DSP tradicional. Esta es una gran ventaja comparado con los dispositivos DSP comerciales.

• **Bus de datos de 16 bits**.

• **Conversor analógico a digital (ADC) integrado de 12 bits@500ksps**.

• **Conversor digital a analógico (DAC) integrado de 16 bits@100ksps**.

• **Registros de entrada y salida duplicados**. Esto permite realizar operaciones de lectura y escritura a mayor velocidad además otorga una mayor flexibilidad al manejo de los pines de entrada y salida del dsPIC.

Iberoscan

• **Programación y depuración en circuito**. Es posible calibrar y reprogramar el dispositivo sin necesidad de desmontar el dsPIC.

Además, debe tenerse en cuenta que la documentación acerca de los dispositivos Microchip y sus librerías están disponible en internet sin costo alguno. Haciendo uso de dichas librerías matemáticas y de las herramientas para procesamiento de señales [30, 31, 32]. Quizás la mayor ventaja el dsPIC33FJ128GP802 es que permite realizar en **simultáneo** dos tareas, que en este caso resultan ser la de adquisición de datos de un segmento y el procesamiento en paralelo de los datos del segmento anterior. Esto se realiza utilizando el módulo de DMA del dispositivo [15], el cual trabaja de forma independiente al procesador principal. Por este motivo se reduce casi a la mitad el tiempo de procesamiento de cada uno de los segmentos, lo cual es un factor crítico a la hora de obtener un dispositivo que funcione en tiempo real. Otro aspecto a tener en cuenta, es que la utilización de técnicas de DMA aumenta el rendimiento del sistema, ya que reduce al mínimo las fuentes de interrupción del programa principal. Es decir, los dispositivos realizan la transferencia de datos utilizando el módulo DMA, y por ello no agrega retardos de ejecución al programa principal. En particular los tiempos que se reducen son:

- Tiempo de procesamiento de la rutina de interrupción.
- Tiempo de acceso, almacenamiento y lectura de la pila ó *stack* del sistema.
- Tiempo de acceso a los periféricos.

El algoritmo de compresión de voz implementado es el descripto en la Subsección 2.2.1. Este dispositivo es posible adaptarlo a cada usuario en particular, con solo afectar el valor del factor de compresión y del desplazamiento a realizar de acuerdo a las necesidades del mismo. A la hora de implementar el algoritmo FFT en el dsPIC se debió realizar una variación al algoritmo ya que el mismo opera en aritmética de punto flotante, lo cual no es soportado por la arquitectura del dsPIC utilizado. Las operaciones de punto flotante debían ser emuladas en software, aumentando considerablemente los tiempos de procesamiento. Por dicho motivo se implementó el algoritmo de FFT en aritmética de punto fijo de 16 bits [31], trabajando en base a escalamientos de magnitud. El sistema obtenido se aprecia en la Figura 6. Y los tiempos involucrados en el bloque de procesamiento de datos se aprecian en la Tabla 1.

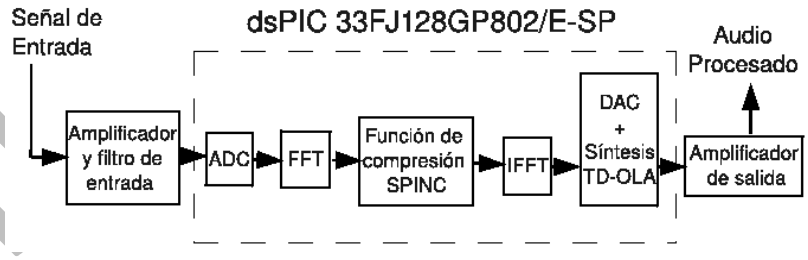


Figura 6: Esquema del dispositivo propuesto.

Universidad Nacional de La Plata

	Proc. FFT	Proc. algoritmo SPINC	Proc. IFFT
256 muestras	0.965ms	0.095ms	1ms

Tabla 2: Tiempos de procesamiento del segmento.

Se puede apreciar que para segmentos de 256 muestras el tiempo de procesamiento del algoritmo de compresión es significativamente menor que el del procesamiento de los algoritmos de FFT y de IFFT. Una vez implementado el sistema se registraron los tiempos totales de procesamiento, los cuales se presentan en la Tabla 2.

	Procesamiento	Adquisición	% RAM	% DMA	% Mem. de Prog.
256 muestras	2.06ms	15.72ms	34%	100%	4%

Table 3: Tiempos de procesamiento , adqusición y usos de memoria para dos implementaciones del algoritmo de compresión.

Los valores registrados en la Tabla 2 fueron medidos utilizando una $f_{sampling} = 16.288KHz$, y se aprecia una diferenciación entre los tiempos de procesamiento y de adquisición. Esto se produce debido a que gracias al bloque de DMA del microcontrolador estas tareas se ejecutan en paralelo, por lo que el tiempo de procesamiento total del sistema se considera como el mayor de ambos, que para el caso de segmentos de 256 muestras es de $t_{total} = 15.72ms$. Otro aspecto a considerar es que si bien los niveles de memoria RAM y de programa permanecen bajos, aparece una **limitación debida a la cantidad de memoria DMA** (en este caso es de 2KB), la cual impide obtener un desempeño mayor al sistema.

4. Conclusiones y trabajos futuros

A lo largo de este trabajo se desarrolló un dispositivo capaz de realizar compresión de voz para personas con diversos grados de deficiencias auditivas. Se pudo demostrar que mediante algoritmos más potentes como es el SPINC y dispositivos con mayor capacidad de cómputo es posible implementar un dispositivo similar a los que se encuentran en el mercado. Esto se debe a que por un lado, los experimentos realizados mostraron una mejora del algoritmo SPINC frente al de compresión lineal, el cual es utilizado en muchos dispositivos comerciales.

Otro aspecto relevante es que el desarrollo se realizó utilizando un DSP comercial dsPIC33FJ128GP802/E-SP, para el cual se pudo demostrar que los tiempos de procesamiento son acordes a una implementación en tiempo real.

Iberdiscap

La única limitación que presentó este desarrollo fue la cantidad de memoria disponible para utilizar con acceso directo (DMA), motivo por el cual en trabajos futuros se utilizará un Microcontrolador que tenga especificaciones superiores al utilizado en este trabajo. Siguiendo la misma línea de trabajo, se pretende incorporar mayores prestaciones al dispositivo de asistencia auditiva.

Referencias

[1] ISO/IEC JTC1/SC29/WG111 MPEG IS13813(1994). Generic Coding of Moving Pictures and Associated Audio, 1994.

[2] T. Painter, A. Spanias. Perceptual Coding of Digital Audio. Proceedings of the IEEE. Vol.88, no.4 pp. 451-513, 2000.

[3] E. Vilchur. Signal processing to improve speech intelligibility in perceptive deafness. Journal of the Acoustical Society of America. Vol.53, no.6, pp. 1646-1657, 1973.

[4] E. Zwicker, G. Flottorp, S.S. Stevens. Critical Band Width in Loudness Simmation. Journal of the Acoustical Society of America. Vol.29, no.3, pp. 548-557, 1957.

[5] R. Arelhi, D.R. Campbell. A MATLAB Simulink Implementation of Speech Masking Based on the MPEG Psychoacustic Model I. Proceedings of the 3rd International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis. pp. 543-548, 2003.

[6] Widex Inc. Manual Técnico del dispositivo BRAVO B32. 2003.

[7] Widex Inc. Manual Técnico del dispositivo SENSO PLUS SIC. 2004.

[8] A.V. Oppenheim, R.W. Schafer, J.R. Buck. Discrete-time signal processing. 1999.

[9] K. Yasu,K. Kobasayi, K. Shinohara, M. Hishitani, T. Arai, Y. Murahara. Frequency compression of critical band for digital hearing aids. Proceedingsof China-Japan oint Conference on Acoustics. pp. 159-162, 2002.

[10] L.D. Paarmann, M.K. Wynne. Bimodal perception of spectrum compressed speech. Journal of the Acoustic of America. Vol.95, no.5, pp. 2975-2976, 1994.

[11] C.M. Aguilera Muñoz, P.B Nelson, J.C. Rutledge, A. Gago. Frequency Lowering processing for listeners with sensorineural Hearing loss. IEEE Trans. On Speech and Audio Processing. Vol.34, no.4. pp. 744-754, 1986.

[12] T.F. Qualtiery, R.J. McAulay. Speech Analysis/Synthesis based on a Sinusoidal Representation. IEEE Trans. On Speech and Audio Proceeding. Vol.34.no.4. pp.744-754, 1986.

[13] D.S. Chaudari, P.C. Pandey. Critical Band splitting of speech signal for reducing the effect of spectral masking in bilateral hearing loss. Proceedings of the 5th International Symposium on Signal Proceesing and its Applications. Vol.1 pp. 119-122, 1998.

[14] K. Yasu, K. Kobasayi, K. Shinohara, M. Koshi, T. Arai, Y. Murahara. Crtical-Band compression method for digital hearing aids. Journal of the Acoustic Society of Japan. Vol.25,no.1, pp. 61-63, 2004.

Iberdiscap

[15] Microchip Inc. dsPIC33FJ32GP302/304, dsPIC33FJ64GPX02/X04, dsPIC33FJ128GPX02/X04 Data Sheet, High Performance 16-bit Digital Signal Controllers, 2009.

[16] B.R. Glasberg, B.C.J. Moore. Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. JASA. Vol.74, no.4. pp.1120-1133, 1986.

[17] J. Calupper, H. Fastl. Simulation of hearing impairment based on the Fourier Time Transform. Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing. pp. 857-860, 2000.

[18] X. Huang, A. Acero, H.W. Hon. Spoken Language Processing. A Guide of Theory, Algorithm, and System Development, 2001.

[19] H. Fletcher. Auditory patterns. Rev. Mod. Phys. pp. 47-65, 1940.

[20] T. Baer, B.C.J. Moore, K. Kluk. Effects of low pass filtering on the intelligibility of speech in noise for people with and without dead regions at high frequencies. JASA. Vol.112, no.3, pp. 1133-1144, 2002.

[21] O. Turk, L.M. Arlsan. Subband based voice conversion. Proceedings of ISCLP 2002. pp. 289-292, 2002.

[22] B. Hackstein, M. Schwartz. Implementation and Visualization of MP3-Algorithm in MATLAB. 2006.

[23] D.W. Kim, Y.C.Park, W.K. Kim, S.J., Park, W. Doh, S.W. Shin, D.H. Youn. Simulation of hearing impairment with sensorineural hearing loss. Proceedings of the 19th International Conference IEEE/EMBS. pp. 1986-1989, 1997.

[24] M. Slaney. Auditory toolbox. Technical Report 010, 1998.

[25] E. Terhardt. The SPINC Functionm for scaling of frequency in Auditory Models. Journal of Acoustic. Vol.77, pp.40-42, 1992.

[26] A.P. Simpson. Dynamic Consequenses of differences in male and female vocal tract dimensions. JASA. Vol.109,no.5 pp.2153-2164, 2001.

[27] O. Timms. Speech Processing strategies based on the sinusoidal speech model for the profoundly Hearing Impaired. Ph.D. Thesis. 2003.

[28] J.G. Proakis, D.G. Manolakis. Digital Signal Processing: Principles, algorithms and applications. 1996.

[29] Microchip Inc. dsPIC30F Family overview, dsPIC High Performance 16-bit Digital Signal Controllers. 2004.

[30] Microchip Inc. dsPIC30F Speech Recognition Library user's guide. 2004.

[31] Microchip Inc. dsPIC30F Math Library. 2004.

[32] Microchip Inc. dsPIC DSC Noise supression Library user's guide. 2008.

Iberdiscap

SPO: un software de ayuda en la oralización de hipoacúsicos

J. M. Garin1, P. D. Agüero1, J. C. Tulli1, E. L. Gonzalez1, A. J. Uriz1

[1]Universidad Nacional de Mar del Plata: J. B. Justo 4302, Mar del Plata, Argentina, +5402234816600

jmgarin@fi.mdp.edu.ar, pdaguero@fi.mdp.edu.ar, jctulli@fi.mdp.edu.ar, elgonzal@fi.mdp.edu.ar, ajuriz@fi.mdp.edu.ar

Resumen.

Este proyecto en desarrollo aborda la problemática actual en Argentina sobre la escasez de programas para computadora destinados a la asistencia de personas hipoacúsicas, de distribución gratuita y en idioma español local.

Debido a esto, se diseñó un programa que emplea los últimos avances tecnológicos en el área informática, utilizando el lenguaje de programación JAVA, el cual permite una amplia portabilidad del programa y elimina las limitaciones de incompatibilidad de programación entre sistemas operativos.

Su funcionamiento consiste en indicarle en pantalla al usuario lo que se pretende que este pronuncie, capturar su emisión a través de un micrófono, analizarla y comparar los resultados con patrones preestablecidos. Luego de esto se le informa al usuario nuevamente a través de la pantalla los posibles errores lingüísticos a fin de que pueda corregirlos con el continuo entrenamiento.

Palabras clave: hipoacúsicos, entrenamiento del habla, distribución gratuita

1.Introducción ycontenidos

En la Argentina existe gran cantidad de personas que presentan una disminución en la capacidad auditiva, la cual les genera grandes dificultades al momento de comunicarse a través del habla. Esta disminución se la puede clasificar en dos grandes grupos, los hipoacúsicos y los sordos profundos (cofóticos).

La hipoacusia es la disminución de la percepción auditiva. La misma puede provenir de distintas causas congénitas tanto de origen genético, neurosensorial, como por malformaciones; o bien adquirirse a través de enfermedades tales como otitis, tímpanosclerosis, colesteatomas, etc.

Las personas que nacieron con alguna de estas anomalías o que las adquirieron de niños [11], no cuentan con la realimentación auditiva necesaria, lo que les impide percibir con claridad los sonidos del ambiente y los que ellos mismos emiten.

Esta dificultad les produce grandes inconvenientes en el aprendizaje del habla [10].Lentificando el desarrollo de la dimensión del lenguaje, del pensamiento abstracto, y obstaculizando la categorización de los objetos, la estructura y sistematización de la realidad.

Iberdisap

Los sordos profundos, son personas que no tienen percepción auditiva. Debido a esto, desde niños aprenden a comunicarse a través del lenguaje de señas, lo que lleva a que tengan aún más dificultades que los hipoacúsicos en la comunicación a través del habla.

A su vez, en ambos grupos se originan distintas alteraciones en la articulación de fonemas por ausencia o alteración de estos por otros, dependiendo del grado de sordera que tengan. Estas alteraciones se pueden clasificar en tres grupos [12]: dislalias, diglosias y disartrias.

En la actualizad existen diversas aplicaciones para la asistencia de personas con este tipo de problemas, tales como: SpeechViewer de IBM [18], Laureate Learning Systems [19] y Vocaliza [20, 21]. Sin embargo, ninguno de ellos se corresponde con el idioma de nuestro país ni con nuestros dialectos [13], y los que mas se ajustarían a las necesidades no son de distribución gratuita. Es por esto que se decidió comenzar a desarrollar una plataforma de entrenamiento de personas hipoacúsicas que tuviese como premisas principales: personalizado para el español local, de distribución gratuita, y compatible con la mayoría de los sistemas operativos. Actualmente este desarrollo se encuentra en una etapa intermedia, en la cual está diseñada la interfaz administrativa y el motor gráfico para las aplicaciones, pero la sección encargada del análisis de la señal se encuentra en una etapa inicial, que unicamente detecta pitch y energía. Los parámetros para el correcto funcionamiento del reconocedor fonético todavía no se han ajustado debido a que es necesario grabar una base de datos en español local. Este tema será abordado con mas detalle en la Sección 3.2.

2. Metodología

El desarrollo de esta plataforma surge de la necesidad de tener en las escuelas especiales de la Argentina un software que ayude al entrenamiento del habla de los niños y adultos hipoacúsicos [7]. Para poder satisfacer esta necesidad de manera gratuita se decidió utilizar JAVA© [16] como lenguaje de programación y Netbeans© [17] como plataforma de desarrollo, la cual nos permite crear una interfaz gráfica amigable, que pueda ser utilizada tanto por niños como por adultos.

El funcionamiento básico de las aplicaciones que maneja esta plataforma se puede resumir en los siguientes pasos:

1. Indicarle en pantalla al usuario lo que se pretende que pronuncie.
2. Habilitar la linea del micrófono de modo que pueda grabarse la fonación.
3. Almacenar digitalmente la fonación.
4. Analizar los datos según el parámetro que se desea medir.
5. Retornar en pantalla los resultados en un formato amigable y entendible por el usuario.

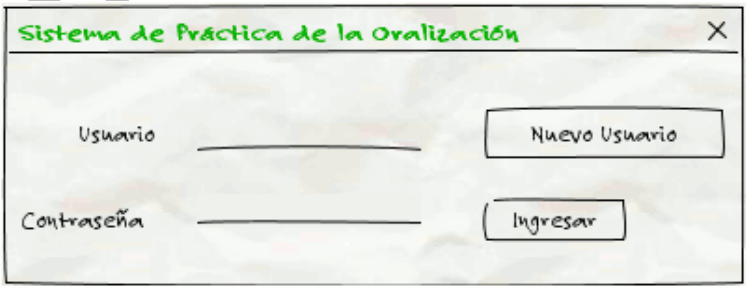


Figura 1. Ventana Inicial

Iberfiscap

Algunos de estos pasos son levemente diferentes dependiendo de la aplicación, como se verá mas adelante en la Sección 2.2.

Como innovación a los sistemas existentes, se utilizará un sistema de asociación remoto vía internet, de manera que el usuario solo tenga que tener descargado el software en la pc, ya que todos sus datos personales estarán almacenados en un servidor, los cuales se descargarán temporalmente cuando el usuario ingrese sus datos.

Para poder utilizar el programa es necesario crear un usuario de tipo profesor y uno de tipo alumno, el cual, como se verá mas adelante, debe ser asignado al profesor. Para la creación de nuevos usuarios, se debe ingresar en "Nuevo Usuario" en la ventana inicial (Figura1), completar los campos correspondientes a los datos personales del usuario, y luego hacer click en "Guardar".

El funcionamiento del software se lo puede dividir en dos secciones: Profesores (Sección2.1) y Alumnos (Sección 2.2).

2.1. Profesores

Si el usuario es un profesor, luego de iniciar la sesión, el programa presenta en pantalla la sección mostrada en la Figura 2, en donde podrá optar por las siguientes tareas a realizar:

- Seleccionar alumnos a su cargo (Sección 2.1.1).
- Cargar datos de los alumnos (Sección 2.1.2).
- Ver la evolución de sus alumnos (Sección 2.1.3).
- Configurar sesiones (Sección 2.1.4).
- Configurar el micrófono (Sección 2.1.5).
- Probar las aplicaciones (Sección 2.1.6).

Figura 2. Ventana de Profesores

2.1.1 Seleccionar Alumnos a cargo

Esta etapa de configuración le permite al profesional determinarque alumnos estan su cargo, los cuales luego le aparecerán en los otros menúes para poder configurarlos y también para ver su evolución.

El proceso consiste en tomar los nombres de los alumnos de una lista y desplazarlos hacia la lista de alumnos seleccionados. Luego aceptando estos cambios el sistema actualiza la base de datos y ya no es necesario realizar esta tarea cada vez que se utiliza el software.

Este modo de operación esta pensado para el caso en que una misma computadora sea utilizada por distintos turnos de alumnos y profesores, de modo que cada profesor pueda trabajar sólo con su listado de usuarios.

2.1.2. Cargar Datos de los alumnos

Esta ventana permite, luego de haber previamente seleccionado al alumno en una ventana intermedia, configurar los datos pertinentes a su condición, como ser las patologías (por ejemplo: dislalias), audiogramas, etc. Estos datos proporcionan al programa información adicional muy valiosa, ya que en el momento del análisis podrá saber previamente alguna dislalia, ahorrando tiempo de cálculo y analizando de forma mas eficaz lo que dijo la persona.

Por ejemplo, si se conoce que la persona omite vocales de las palabras, cuando se le pida que pronuncie la palabra “árbol”, el programa no va a buscar directamente una “a” en el principio de la grabación, sino que va a contemplar la opción de que la persona haya dicho “rbol”.

2.1.3. Evolución de los Alumnos

Aquí los profesionales pueden seguir toda la evolución de sus alumnos durante la utilización del software. Estos datos de las sesiones aparecen en forma de lista (Figura 3), ordenado por fecha y hora, según el alumno que se elija de los que tenga previamente asignados.

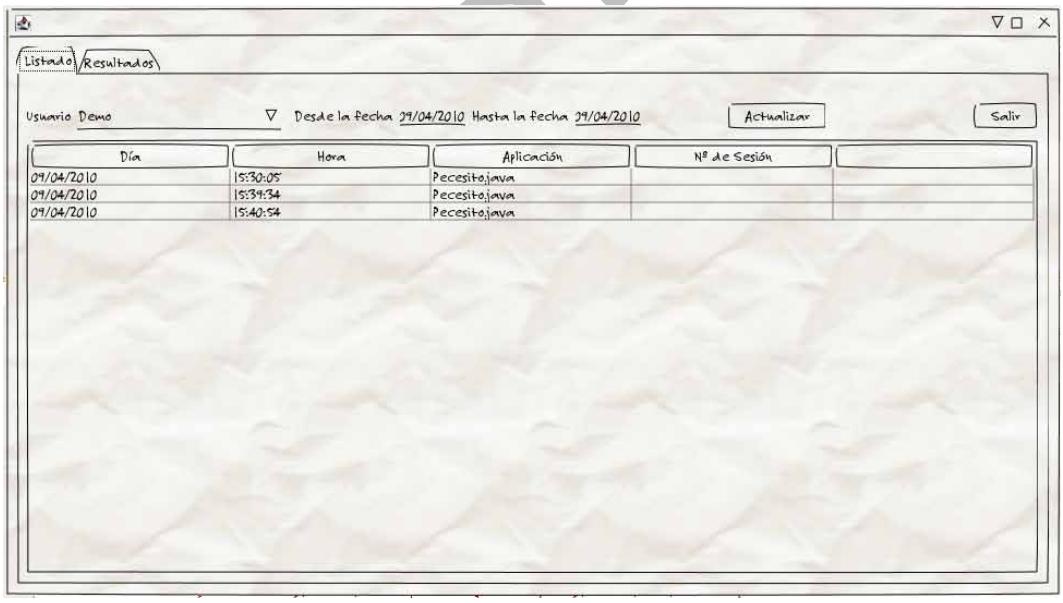


Figura 3. Listado del Historial

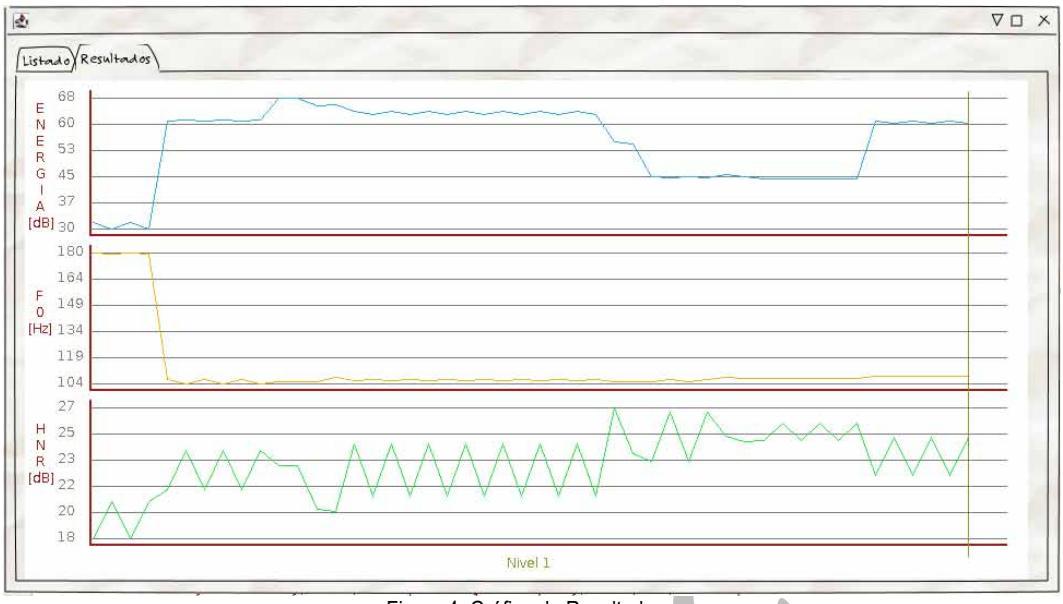


Figura 4. Gráfico de Resultados

Luego, seleccionando una fila correspondiente a una sesión, en la lengüeta de resultados aparecerán gráficas de diversos parámetros acústicos analizados, según el tipo de aplicación que se haya utilizado. A modo de ejemplo en la Figura4 se visualizan los valores de energía, pitch y HNR, correspondientes a cada nivel jugado en la aplicación del pececito (Sección 3.1).

2.1.4. Configurar sesiones

La configuración de las sesiones va a ser la tarea principal de los profesores.

Esta instancia permite, luego de seleccionar al alumno en una ventana intermedia, configurarle un plan de trabajo. Este consiste en un conjunto de sesiones para que trabaje con las distintas aplicaciones del programa.

Esta tarea consiste en seleccionar la aplicaciónde un listado, y luego, dependiendo de esta, elegir las opciones que se presenten en la pantalla, asignando así las configuraciones según el tratamiento deseado. Una vez guardada la sesión, se pueden seguir agregando mas actividades, de modo de planear un tratamiento semanal o mensual del alumno.

En el caso de las aplicaciones que trabajan con fonética, las palabras de ejercitación están incluidas en el programa y no son configurables por el profesor, ya que cada una pertenece a una base de datos especifica que contiene los parámetros que luego van a ser utilizados durante el análisis en las diversas aplicaciones.

2.1.5. Configurar el Micrófono

Antes de utilizar las aplicaciones es necesario establecer en el sistema los umbrales de sonido detectados por el micrófono, los cuales dependen de cada computadora. Para esto se creo una instancia de configuración, en la que se establecen estos parámetros y se almacenan, para que no sea necesario calibrarlos cada vez que se ejecute el programa.

Iberdisc

2.1.6. Probar las aplicaciones

Esta sección le ofrece al profesional la opción de probar las aplicaciones antes de asignárselas en los tratamientos a los alumnos, permitiéndole de este modo saber que parámetros debe ajustar al momento de asignársela a un alumno en una sesión.

2.2. Alumnos

Al iniciar la sesión, si el usuario es un alumno, el sistema corrobora que este tenga sesiones por realizar. Si es así, se inicializa al ejecutor de aplicaciones (Figura 5), a través del cual se pueden leer las instrucciones del juego y luego proceder a su uso.

Si la útima sesión quedó sin completarse, se sigue con esta a partir del último punto realizado.

Figura 5. Ejecutor de Aplicaciones

3. Resultados y discusión

3.1. Aplicaciones

Las aplicaciones con que cuenta actualmente la plataforma trabajan con dos visualizaciones gráficas distintas. La primera, correspondiente a un tipo de análisis fonético, se implementó con una aplicación en la cual un mago (Figura 6) le pide al usuario que pronuncie una determinada palabra, la cual es grabada a través del micrófono y almacenada digitalmente. Seguido a esto, los datos son analizados por el reconocedor fonético, el cual almacena los resultados. Por último, la aplicación toma estos resultados y se los retorna al usuario en función de la correcta duracion (ancho) y energia (altura) de los fonemas, modificando el tamaño de las letras que componen la palabra [4].

Figura 6. Juego del Mago

El segundo tipo de visualización trabaja en tiempo real, en donde el usuario pronuncia un sonido indicado por el profesional y un objeto en la pantalla se desplaza según los resultados obtenidos de energía o pitch[5].

Figura 7. Abeja

Figura 8. Pececito

Para este tipo de visualización se crearon cuatro aplicaciones:

- **Abeja**. En esta aplicación una abeja vuela por la pantalla, en donde la altura de vuelo esta determinada por la energía sonora emitida por el jugador (Figura 7).
- **Pececito**. Al igual que el juego de la Abeja el pececito sube y baja dependiendo de la energia, pero para poder superar los niveles debe sortear los obstáculos que aparecen en la pantalla. De este modo, se puede avanzar por cinco niveles de distinta dificultad (Figura 8).
- **Globo**. El funcionamiento es similar al del juego de la abeja, con la diferencia de que el protagonista es un globo aerostático, y lo que determina el movimiento vertical no es la energía sino la frecuencia fundamental (Figura 9).
- **Frontón**. El juego se basa en una pelota de tenis que rebota entre una pared y una raqueta, la cual se maneja con la energía sonora emitida por el jugador, desplazándose en un eje vertical y deteniéndose en la altura indicada por la barra de desplazamiento roja ubicada a la izquierda de la

misma (Figura 10).

Figura 9. Globo

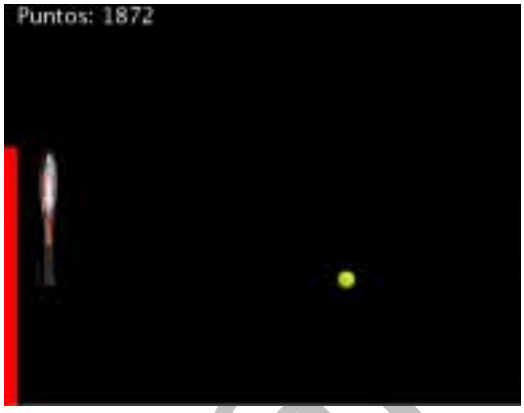


Figura 10. Fronton

La utilización de este tipo de aplicaciones permite que los usuarios se ejerciten mientras se divierten, lo cual es tanto beneficioso para los alumnos como para los profesores que les asignan las tareas, porque estos ultimos no necesariamente van a tener que estar junto a los alumnos mientras se ejercitan. Esto tambien permite a los profesores tener varios alumnos trabajando al mismo tiempo, ya que los resultados los pueden observar luego, como se explicó en la Sección 2.1.3.

3.2. Análisis de la señal

Para las distintas aplicaciones de desarrollaron algoritmos de análisis de las señales que permiten obtener parámetros para realizar comparaciones.

Todos los métodos de extracción, tienen a su vez otros métodos incorporados que se encargan de verificar que los resultados obtenidos por los primeros se encuentren en rangos de confiabilidad aceptables. Esto implica que si no son confiables, directamente se desecharán y no se le retornará ningun resultado al alumno.

Una vez obtenidos estos resultados, se los compara con los de referencia, obtenidos con una base de datos de personas oyentes, con lo cual el grado de concordancia entre ambos nos dará un indicador de cuan bien o mal fué pronunciado lo que se le pidió al alumno.

Para la obtención de estos parámetros se realiza un análisis de la señal de voz del usuario que consiste en dos etapas. En la primer etapa se realiza un filtrado y una segmentación. El filtrado elimina componentes de baja frecuencia y de muy alta frecuencia, que no corresponden a voz. La segmentación divide a la señal en un conjunto de ventanas de 20ms de duración y con un solapado del 50%.

En la segunda etapa se procede a realizar el cálculo de diversos parámetros acústicos a cada uno de los segmentos, tales como:

Frecuencia fundamental: frecuencia de vibración de la glotis, que permite calcular diversos parámetros acústicos útiles para el análisis de la voz, tales como *jitter* y *shimmer* [2].

Iberdiscap

- **Energía**: energía de la señal, calculada en base al período de la señal para sonidos sonoros, y para todo el segmento en el caso de sonidos sordos [9].
- **Sonoridad**: indicación de la probabilidad de pertenencia del sonido del segmento a los fonemas sonoros [6].
- **Relación de armónicos a ruido**: parámetro que indica el nivel de armónicos en el sonido, con el objeto de distinguir sonidos vocálicos y no vocálicos [3].
- **Coeficientes cepstrales de frecuencia Mel (MFCC)**: parámetros acústicos utilizados por el sistema de segmentación de fonemas [9].

Los primeros cuatro parámetros son utilizados para realizar las diversas acciones descriptas en las aplicaciones de las secciones anteriores. En cambio, los parámetros MFCC son utilizados por el sistema de reconocimiento de voz SPHINX [22] para la segmentación del audio en fonemas [1, 14]. De esta manera es posible un análisis individualizado de los fonemas, como es el caso de la aplicación del mago.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Actualmente el software se encuentra en una etapa intermedia de desarrollo, en la cual ya se programó en mayor parte toda la sección administrativa y algunas aplicaciones. Es posible descargar una versión de demostración que se encuentra alojada en nuestro servidor web[15].

En la Figura 11 se muestra el avance actual con mas detalle.

Iberdiscap

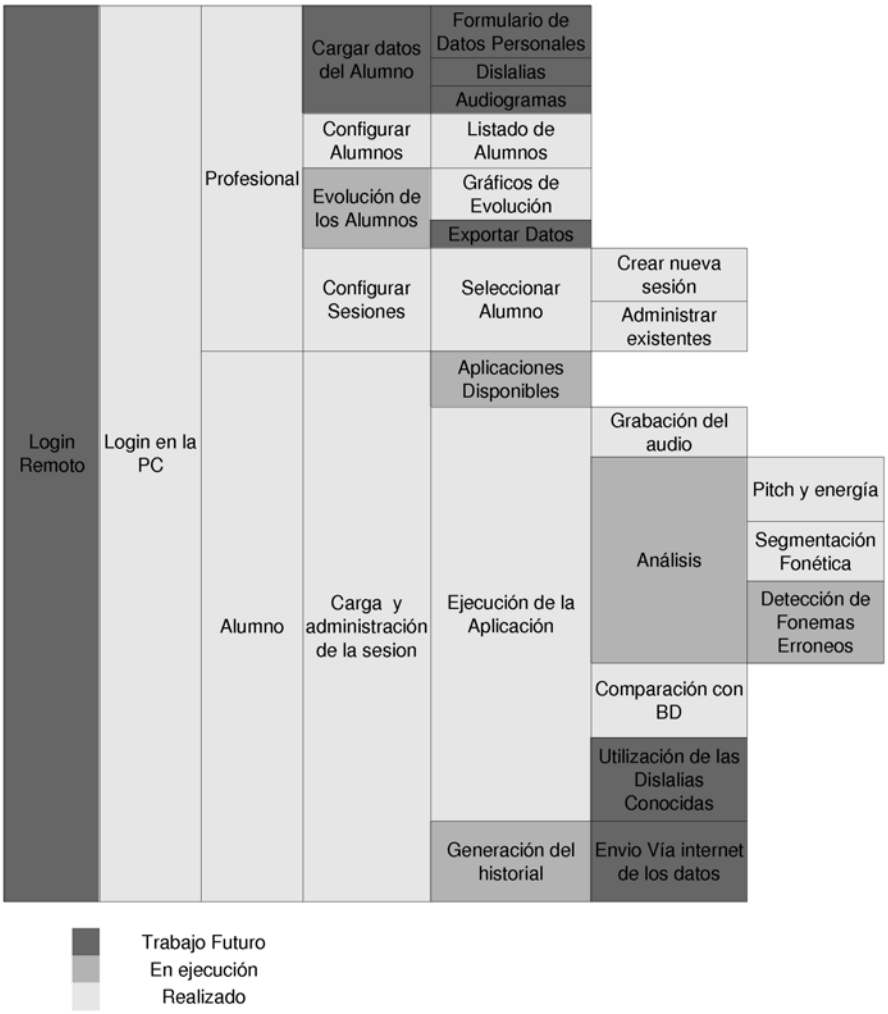


Figura 11. Desarrollo de la Aplicación

Las versiones siguientes de este software incluirán diversos aspectos. En lo que respecta a las aplicaciones actuales, se las mejorará en lo relativo a la visualización gráfica, haciendolas aún mas completas y atractivas para los usuarios.

La aplicación del mago se implementará para ser utilizada con un análisis fonológico, para lo cual se debe ajustar el reconocedor fonético y realizar una base de datos de voces del dialecto local para poder entrenar los modelos estadísticos.

La implementación de aplicaciones como las que actualmente cuenta el software, les permite a los alumnos ejercitar de manera indirecta su habla, ya que su principal motivación es ganar el juego. A su vez, el profesional puede realizar un análisis de la evolución del alumno consultando y comparando sus historiales de trabajo.

El avance mas importante que va a presentar esta aplicación respecto a las existentes es la forma de trabajo remota. Al descargar el programa el usuario crea una cuenta en el servidor, la cual se va a utilizar en el programa para almacenar todos los datos personales y los referentes a su trabajo diario. Esto permite que el usuario solo tenga que tener instalado el programa y no toda su informacion personal, ofreciéndole asi una mayor confidencialidad con los otros usuarios de la computadora, y sobre todo la flexibilidad de ingresar en diversas computadoras durante sus prácticas sin tener que transportar su información en medios extraíbles (por ejemplo: pendrives). De esta manera podrá ingresar al programa, descargar todas sus configuraciones y sus sesiones de trabajo, trabajar el tiempo deseado, cerrarlo y continuar luego en otra computadora que puede estar en la escuela junto al profesor, en un cybercafé o en su domicilio.

Una vez concluido el desarrollo del programa, este se podrá utilizar en otros paises de habla hispana simplemente modificando su base de datos de referencia. Debido a que se prevee almacenar los archivos de audio de las sesiones en el servidor, se generará una base de datos sobre voces patológicas (bajo consentimiento de los usuarios), lo que nos va a permitir realizar mejores trabajos futuros [8].

La elección de la imagen de Merlin para la aplicación del mago se debió a que era necesario una imagen para realizar el motor de graficación del programa. Pero esta tiene “copyright”, por lo cual en las versiones que serán publicadas en la pagina web se van a utilizar diseños propios.

Referencias

[1] A. J. Adell, A. Bonafonte. Towards Phone Segmentation For Concatenative Speech Synthesis. 5th ISCA Speech Synthesis Workshop, pp. 139-144, 2004.

[2] P. C. Bagshaw. Automatic prosodic analysis for computer aided pronunciation teaching. PhD thesis,1994.

[3] P. Boersma. Accurate short-term analysis of the fundamental frecuency and the harmonics-to-noise ratio of a sampled sound. IFA, Vol. 17, pp. 97-110, 1993.

[4] M. Devarajan. A computer-based articulation training aid for short words. PhD thesis, 2003.

[5] E. Eriksson, O. Bälter, O. Engwall, Anne-Marie Öster, H. Sidenbladh-Kjellström. Design Recomendations for a Computer-Based Speech Training System Based on End-User Interviews, 2005.

[6] A. Galves, J. Garcia, D.Duarte, C. Galves. Sonority as a basis for rhythmic class discrimination. In Speech Prosody, pp. 323-326, 2002.

[7] J. M. Garin, P. D. Agüero, J. C. Tulli. Nuevos Aportes al entrenamiento de Personas Hipoacúsicas. TISE, 2008.

[8] J. M. Garin, P. D. Agüero, J. C. Tulli, E. L. Gonzalez. Efectos de la compresión MP3 en la determinación delpitch. RPIC, 2009.

[9] X. Huang, A. Acero, Hsiao-Wuen Hon.Spoken language processing. Prentice Hall PTR, 2001.

[10] R. Lizandra La Plaza. Dificultades en el desarrollo del lenguaje oral e intervención. Technical report, E.O.E.P. N°1 de Zaragoza, 2006.

[11] A. M. Redondo Romero, J. Lorente Aledo. Trastornos del Lenguaje. 2006.

Iberdiscap

[12] Emagnet Consultoria SA. Dislalias. Technical report, Gabinete Psicopedagógico logopedia, 2007.

[13] O. Saz, W. Rodríguez, E. Lleida, C. Vaquero. A novel corpus of children's disordered speech. Technical report, Aragon Institute for Engineering Research, University of Zaragoza, 2008.

[14] D. T. Toledano, A. Hernández Gómez, L. Villarrubia Grande. Automatic phone segmentation. IEEE Transactions on Speech and Audio Processing, Vol. 2, no.6, pp. 617-625, 2003.

[15] http://elaf1.fi.mdp.edu.ar/pegasus/.

[16] http://java.com/es/.

[17] http://netbeans.org.

[18] http://www.dif.gob.mx/cta/soluciones/speech.html.

[19] http://www.laureatelearning.com.

[20] http://www.vocaliza.es.

[21] C. Vaquero, O. Saz, E. Leida.Vocaliza: an application for computer-aided speech therapy in Spanish languaje. IV Jornadas en Tecnología del Habla, 2006.

[22] W. Walker, P. Lamere, P. Kwok, B. Raj, R. Singh, E. Gouvea, P. Wolf, J. Woelfel. Sphinx-4: A flexible open source framework for speech recognition. Technical report, CMU, 2004.

Iberdiscap

SAV: un sistema de análisis acústico para la evaluación de la voz

P.D. Agüero, J.C. Tulli, E.L. Gonzalez, A.J. Uriz, J.M. Garín y F. De la Cruz Arbizu

Laboratorio de Comunicaciones-Universidad Nacional de Mar del Plata

Juan B. Justo 4302, Mar del Plata, Argentina, Tel.: 481-6600, pdaguero@fi.mdp.edu.ar

Resumen.

SAV (Sistema de Análisis de la Voz) es un software de análisis de audio que calcula una gran cantidad de parámetros de la voz, los cuales permiten hacer un seguimiento de los pacientes durante su tratamiento con medidas objetivas. Las principales motivaciones en el desarrollo de SAV son el logro de un software gratuito que pueda ser utilizado por los especialistas de la voz, proporcionando mecanismos de comunicación con los usuarios para incorporar en el software distintas funcionalidades sugeridas y corregir posibles deficiencias, y además ofrecer estudios de casos reales y análisis del rendimiento de los distintos parámetros usando voz sintética. Resultados experimentales en la estimación de jitter local promedio para un conjunto de voces sintéticas de jitter conocido demuestran que la exactitud de SAV es comparable a Praat y MDVP.

Palabras clave: análisis de la voz, jitter, shimmer, Praat, MDVP.

1. Introducción.

El análisis acústico de la voz mediante ordenadores ha alcanzado un importante desarrollo en los últimos tiempos gracias al progreso y difusión experimentados por los medios informáticos que lo hacen posible. Entre sus ventajas se destaca el ser un método no invasivo de evaluación de la voz, ofreciendo la oportunidad de objetivizar la evaluación en unos parámetros numéricos.

Uno de los problemas principales en el diagnóstico perceptivo de la voz por el oído del clínico es que el sistema auditivo humano está preparado fundamentalmente para percibir la voz o el habla como un todo integrado, lo cual es altamente beneficioso desde el punto de vista de la comunicación lingüística. Sin embargo, esta capacidad se ve limitada cuando se trata de individualizar componentes acústicos que son relevantes desde una perspectiva clínica.

En muchas ocasiones existe dificultad en determinar por un procedimiento exclusivamente perceptivo el origen de ciertas anomalías o particularidades de la voz. Por ejemplo, algunos rasgos del tono o pitch son más el producto de las resonancias del tracto vocal que de la frecuencia de vibración de las cuerdas vocales [1]. La hipernasalidad percibida en una voz puede ser la consecuencia de una desincronización en los tiempos de oclusión velar antes que una oclusión incompleta. Es decir, un mismo atributo o alteración de la calidad vocal puede tener su origen en subsistemas distintos difícilmente aislables por la mera audición.

En otras ocasiones, una adecuada percepción no puede matizarse con el grado de precisión que ofrece una medida numérica. Así, en una voz percibida como soplada puede establecerse el grado de aspiración, o "breathiness", a través del parámetro pertinente (índice de turbulencia de voz). En este sentido, junto a la evaluación subjetiva por parte del clínico experimentado, el diagnóstico se enriquece y gana precisión cuando se complementa con la medida objetiva de parámetros relevantes de la voz. Las ventajas de ello

Iberdiscap

se traducen en una mayor objetividad en el informe o la comunicación de los datos y en una mayor exactitud en la evaluación del progreso terapéutico, especialmente cuando éste es lento.

Para poder evaluar la voz disfónica a través de parámetros numéricos, es importante definir previamente la voz normal o no disfónica y disponer de valores normativos de comparación. Como algunos autores señalan, en nuestro ámbito geográfico son muy escasos los estudios llevados a cabo en este sentido [2]. Por otra parte, algunos valores pueden ser dependientes de los algoritmos usados por el software específico que los calcula, lo que hace más necesario, si cabe, el disponer de normas específicas de los principales programas empleados en la clínica [3][4].

La validez y confiabilidad del análisis acústico se ve afectado por numerosos factores, tales como el tipo de micrófono, los niveles de ruido, el sistema de adquisición digital, la frecuencia de muestreo y el software usado [5][6]. Por ejemplo, medidas de perturbación de amplitud y frecuencia no deberían depender del software utilizado. El Jitter y el shimmer están definidos por fórmulas simples y estándar [1]. Las diferencias observadas entre los diferentes valores numéricos provienen de los valores estimados de frecuencia fundamental en que se basan estas fórmulas. No existe un algoritmo estándar para el cálculo de la frecuencia fundamental que sea adoptado por todos los programas.

Junto a esta necesidad, una propiedad que debe disponer todo instrumento de medida es el de una fiabilidad adecuada que permita confiar en la estabilidad de los valores obtenidos. En la extracción de parámetros de la voz no podemos esperar una coincidencia absoluta entre dos medidas sucesivas del mismo individuo y, dada la enorme variabilidad de la voz humana, tanto entre individuos como en el individuo mismo, es aceptable cierta variación siempre que ésta se mantenga dentro de ciertos límites. No obstante, la robustez y validez clínica de los parámetros descansa necesariamente, como condición previa, en el grado de consistencia de sus valores. Dos medidas repetidas de la voz del mismo individuo en las mismas condiciones de registro deberían ser lo suficientemente semejantes para que podamos confiar en ellas [7].

En este artículo describimos SAV, un software de análisis de la voz programado en lenguaje JAVA©. Los motivos para el uso de este lenguaje de programación fueron la posibilidad de generar un software que pueda ser ejecutado en múltiples sistemas operativos, tales como Windows, Linux y Macintosh. De esta manera, los usuarios no deberán utilizar complejos mecanismos de instalación para usarlo.

Otra de las razones por las cuales hemos utilizado JAVA es la posibilidad de contar con herramientas de desarrollo gratuitas, como es el caso de Netbeans, una interfaz visual de programación de aplicaciones en JAVA muy versátil. Finalmente, la principal motivación ha sido la utilización de JAVA para ofrecer un software gratuito, y de este modo, llegar a la mayor cantidad de usuarios con independencia de sus posibilidades económicas.

A pesar de ser un software gratuito, SAV posee siempre un canal abierto para críticas y sugerencias de los usuarios, y también incorporará los avances desarrollados tanto en nuestro laboratorio como en publicaciones relacionadas con el tema.

Con el objeto de conocer la precisión de SAV en el análisis de la frecuencia fundamental, se incluye en este artículo un estudio comparativo en el cálculo del jitter local promedio con respecto a dos softwares de análisis clínico: Praat [8] y MDVP [9].

En la Sección 2 se incluye una descripción de las distintas funcionalidades de SAV. Luego, los resultados experimentales en la estimación del jitter local promedio se presentan en la Sección 3. Finalmente, en la Sección 4 se detallan las conclusiones.

Iberdiscap

2. Metodología.

El funcionamiento de SAV es sencillo. En la pantalla se encuentra toda la información disponible para el usuario de manera simultánea, con el objetivo de evitar la utilización de un menú de opciones que impida observar toda la capacidad del programa con un simple vistazo.

En la pantalla inicial de SAV de la Figura 1 se puede observar la presencia de cuatro solapas: *análisis gráfico*, *análisis estadístico*, *gráfico radial* y *seleccionar archivo*.

2.1. Solapa Seleccionar Archivo.

Si seleccionamos la solapa *seleccionar archivo* podremos elegir el archivo que se desea analizar con SAV. Por ejemplo, si seleccionamos el archivo test.wav, SAV procederá a hacer el análisis del archivo de audio y pasará automáticamente a visualizarlo en la solapa de *análisis gráfico*, tal como se muestra en la Figura 1.

El formato del archivo de sonido debe ser WAV, grabado con una frecuencia de muestreo de 44100Hz y 16 bits. En caso de no respetar estos requisitos, el software le indicará que el formato del archivo seleccionado es incorrecto.

2.2. Solapa Análisis Gráfico.

La pantalla de *análisis gráfico* presenta en orden descendente:

- *Señal de audio.* Es la representación visual en un gráfico XY de la señal de audio, donde el eje X corresponde al tiempo y el eje Y es la amplitud de la señal.

- *Espectrograma.* Es la representación visual de la evolución espectral de la señal de audio, donde el eje X corresponde al tiempo y el eje Y es la frecuencia. La mayor intensidad de potencia en un determinado rango de frecuencia se representa con tonos oscuros.

Iberdiscap

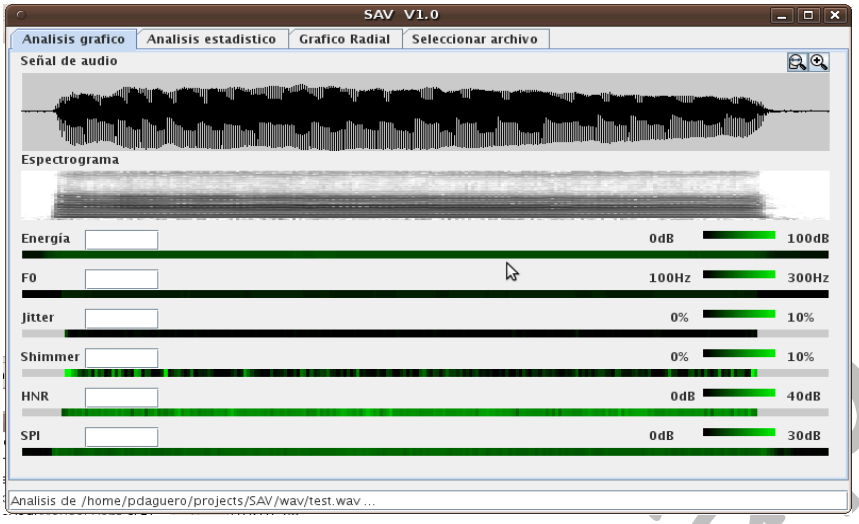


Figura 1. Pantalla principal de SAV.

- *Energía.* La energía es un parámetro que permite estimar la intensidad de la fonación. Su valor está calculado en decibeles (dB), ya que esta escala permite representar un gran rango de valores con números pequeños.

- *Frecuencia fundamental.* Este parámetro estima la frecuencia instantánea de vibración de la glotis en los fonemas sonoros. Su valor está directamente vinculado con el jitter y el shimmer.

- *Jitter.* Este parámetro estima la variación del período de vibración de la glotis entre dos períodos consecutivos.

- *Shimmer.* Este parámetro estima la variación de la máxima amplitud de la fonación entre dos períodos consecutivos de vibración de la glotis

- *HNR.* La relación de armónicos a ruido (o por sus siglas en inglés HNR: Harmonics-to-Noise Ratio) estima el grado de periodicidad y armonicidad de la fonación de un fonema sonoro para un período de vibración de la glotis [8].

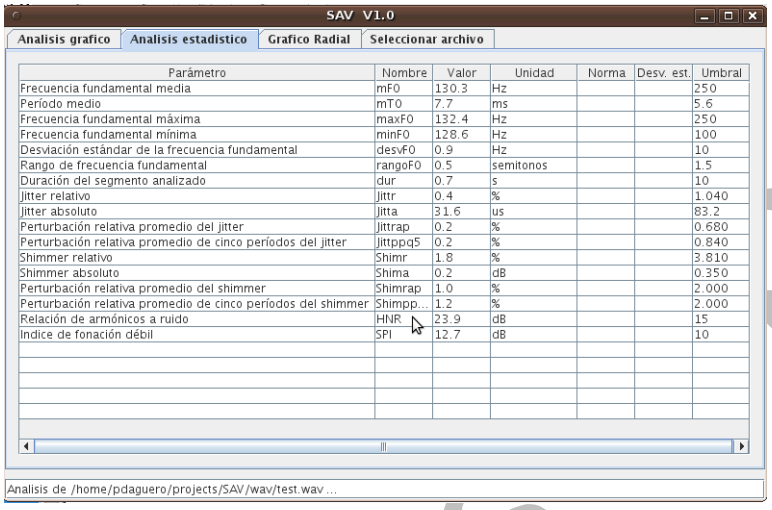
- *SPI.* El índice de fonación débil (o por sus siglas en inglés SPI: Soft Phonation Index) es un indicador de aducción de las cuerdas vocales y cierre glotal durante la fonación.

La información está representada usando una escala de intensidad de colores, donde el color verde más intenso indica un valor mayor del parámetro. Esta representación visual permite observar a intervalos regulares de 5,8ms el valor de los distintos parámetros, con lo cual se puede analizar distintos segmentos de la fonación.

Es posible ampliar una región del audio seleccionando una porción del mismo pulsando el botón izquierdo ratón en la señal de audio para indicar el comienzo de la selección y arrastrando el ratón hasta llegar al

Iberdiscap

final de la misma. Luego, liberando el botón del ratón, la porción seleccionada se resaltará con color amarillo.



Parámetro	Nombre	Valor	Unidad	Norma	Desv. est.	Umbral
Frecuencia fundamental media	mF0	130.3	Hz			250
Período medio	mT0	7.7	ms			5.6
Frecuencia fundamental máxima	maxF0	132.4	Hz			250
Frecuencia fundamental mínima	minF0	128.6	Hz			100
Desviación estándar de la frecuencia fundamental	desvF0	0.9	Hz			10
Rango de frecuencia fundamental	rangoF0	0.5	semitonos			1.5
Duración del segmento analizado	dur	0.7	s			10
Jitter relativo	Jittr	0.4	%			1.040
Jitter absoluto	Jitta	31.6	us			83.2
Perturbación relativa promedio del jitter	Jittrap	0.2	%			0.680
Perturbación relativa promedio de cinco períodos del jitter	Jittppq5	0.2	%			0.840
Shimmer relativo	Shimr	1.8	%			3.810
Shimmer absoluto	Shima	0.2	dB			0.350
Perturbación relativa promedio del shimmer	Shimrap	1.0	%			2.000
Perturbación relativa promedio de cinco períodos del shimmer	Shimpp...	1.2	%			2.000
Relación de armónicos a ruido	HNR	23.9	dB			15
Indice de fonación débil	SPI	12.7	dB			10

Figura 2. Pantalla de análisis estadístico de SAV.

2.3. Solapa Análisis Estadístico.

La porción de audio visualizado en la pantalla de análisis gráfico puede ser analizada estadísticamente, para lograr un conjunto de valores compacto que permita comparar distintos audios. Esa es la función de la solapa de análisis estadístico.

En esta pantalla (Figura 2) se presenta un gran número de parámetros, tales como:

- *Frecuencia fundamental media.* El valor promedio de la frecuencia fundamental.

- *Período medio.* El valor promedio del período de vibración de la glotis.

- *Frecuencia fundamental máxima.* El valor máximo de la frecuencia fundamental.

- *Frecuencia fundamental mínima.* El valor mínimo de la frecuencia fundamental.

- *Desviación estándar de la frecuencia fundamental.* El valor de dispersión de la frecuencia fundamental.

- *Rango de frecuencia fundamental.* La amplitud de variación de la frecuencia fundamental en semitonos.

- *Duración del segmento analizado.* La duración de la porción de voz analizada en segundos.

Iberdisp

- *Jitter y sus diferentes variantes.* Jitter relativo (jittr), absoluto (jitta) y perturbación relativa promedio (jittrap y Jittppq5).

- *Shimmer y sus diferentes variantes.* Shimmer relativo (shimr), absoluto (shima) y perturbación relativa promedio (shimrap y shimppq5).

- *Relación de armónicos a ruido.*

- *Indice de fonación débil.*

2.4. Solapa de Gráfico Radial.

Con el objeto de una visualización simple del valor de los parámetros indicando si son normales o anormales, se incorporó a SAV un gráfico radial (Figura 3).

En la solapa de Gráfico Radial se pueden observar los distintos parámetros del análisis estadístico, y dependiendo de su valor con respecto al umbral se ubicará en la región verde (normal) o roja (anormal).

3. Resultados y discusión.

Con el objeto de conocer la precisión de SAV en el análisis de la frecuencia fundamental, se desarrolló un estudio comparativo en el cálculo del jitter local promedio con respecto a dos softwares de análisis clínico: Praat y MDVP. Para ello se utilizaron voces con una frecuencia de muestreo de 44100Hz y 16 bits de resolución. Las señales contienen solamente voz, sin ninguna otra información adicional, como sería el caso de una señal del electroglotógrafo.

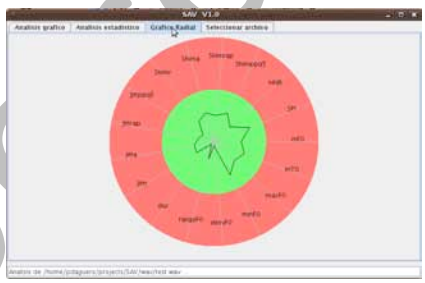


Figura 3. Pantalla de gráfico radial de SAV.

Con el objeto de obtener resultados experimentales en condiciones controladas, se generaron voces sintéticas con diferentes grados de jitter local promedio. La fuente glotal usada en los experimentos corresponde al modelo glotal de Liljencrants-Fant [10].

La fuente glotal sintética con el jitter deseado se filtra usando un conjunto de coeficientes de predicción lineal (LPC) estimados de una voz real sin ninguna patología. La forma de onda resultante contendrá un jitter local promedio conocido que podrá ser usado como referencia en los experimentos. Los valores de

Iberdiscap

jitter local promedio simulados cubren un amplio rango de valores desde una voz normal hasta una voz patológica: 0.01% hasta 20%.

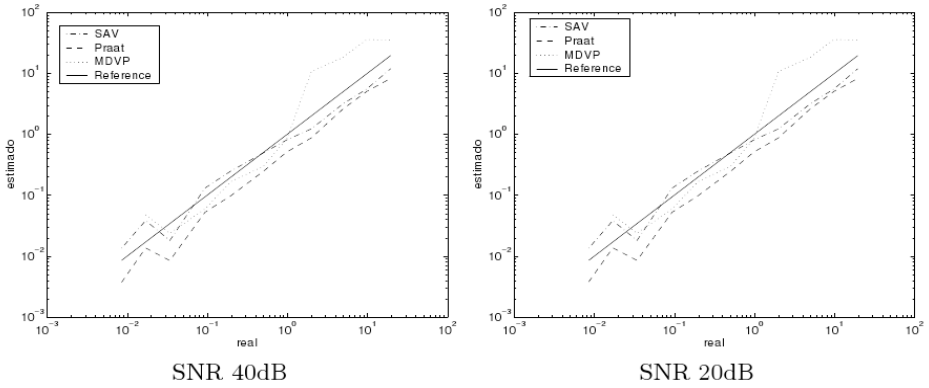


Figura 4. Resultados experimentales.

Los resultados del experimento realizado con las voces sintéticas con diferentes valores de jitter local promedio y relación señala ruido (SNR=40dB y SNR=20dB) se muestran en la Figura 4. Los valores de jitter local promedio estimados con SAV tienen una diferencia más pequeña con respecto a los valores de referencia que aquellos valores obtenidos con Praat y MDVP, tanto para una SNR de 40dB como para una SNR de 20dB.

Valores pequeños de jitter son detectados en forma más precisa por Praat, principalmente para valores inferiores a 0.1%. Para valores de jitter más grandes, SAV ofrece una mejor aproximación al valor real.

4. Conclusiones

En este artículo se presenta a SAV, un software de análisis acústico de la voz con propósitos clínicos. El software es de distribución libre y gratuita, y está realizado en lenguaje JAVA. De esta manera, es posible utilizar SAV en múltiples plataformas: Windows, Linux y Macintosh.Es importante observar que el jitter detectado con SAV es más preciso que Praat y MDVP en el rango de valores cercanos al umbral para patologías fijado para MDVP: 1.040%. Este es un resultado remarcable, ya que es importante que un software de análisis de la voz tenga precisión en el rango de valores necesario para el seguimiento del tratamiento de pacientes: 0.1% a 20%.

Referencias

[1] R. Baken, R. Orliko. Clinical measurement of speech and voice. Second Edition. San Diego, CA: Singular Publishing Group, 2000.

[2] R. Fernandez, D. Damborenea, P. Rueda, E. Garca, J. Leache, M.A. Campos, E. Llorente, M.J. Naya. Análisis acústico de la voz normal en adultos no fumadores. Acta Otorrinolaringologa, Vol. 50, pp. 134-141, 1999.

Iberdisc

[3] V. Parsa, D. Jamieson. A comparison of high precision F0 extraction algorithms for sustained vowels. Journal of Speech and Hearing, Vol. 42, pp. 112-126, 1999.

[4] Ch. Read, E. Buder, R. Kent. Speech analysis systems: An evaluation. Journal of Speech and Hearing, vol. 35, pp. 314-332, 1992.

[5] D. Deliyski, H. Shaw, M. Evans. Influence of sampling rate on accuracy and reliability of acoustic voice analysis. Logopedics, Phoniatrics, Vocology. Vol. 30, pp. 55–62, 2005.

[6] D. Deliyski, H. Shaw, M. Evans. Regression tree approach to studying factors influencing acoustic voice analysis. Folia Phoniatrica et Logopaedica. Vol. 58, pp. 274–288, 2006.

[7] J. Gonzalez, T. Cervera, J.L. Miralles. Análisis Acústico de la voz: fiabilidad de un conjunto de parámetros multidimensionales. Acta Otorrinolaringol Esp, no. 53, pp. 256-268, 2002.

[8] P. Boersma. Accurate short-term analysis of the fundamental frequency and the harmonics-to-noise ratio of a sampled sound. Proceeding of Institute of Phonetic Sciences, Vol. 17, pp. 97-110, 1993.

[9] D. Deliyski: Acoustic model and evaluation of pathological voice production. Proceedings of Eurospeech ’93, pp. 1969-1972, 1993.

[10] G. Fant, J. Liljencrants, Q. Lin. A four parameter model of glottal flow. STL-QPSR. Vol. 26, pp. 1–13, 1985.

Iberdiscap

Sistema de Comunicação Virtual para Portadores de Necessidades Especiais

F. A. Salles[1], A. A. Janino[2], P. Nohama[2,3]

[1]Universidade Tecnológica Federal do Paraná: Av. Sete de Setembro, 3165, Curitiba-PR, Brasil,

CEP 80230-901, fabiosallesctba@gmail.com

[2]Pontifícia Universidade Católica do Paraná: Rua Imaculada Conceição, 1155, Curitiba-PR, Brasil,

CEP 80215-901

[3]Universidade Tecnológica Federal do Paraná: Av. Sete de Setembro, 3165, Curitiba-PR, Brasil,

CEP 80230-901, +55 (41)3310-4691, percy.nohama@gmail.com

Resumo.

O processo da comunicação é indispensável para vida em sociedade, para a perpetuação do conhecimento e para a evolução das ciências. Este artigo apresenta uma nova proposta de solução para o alfabetizando Portador de Necessidades Especiais (PNE's) que tem dificuldades de oralização e controle motor de membros superiores, visando fornecer uma solução flexível e mais plena.Este projeto apresenta uma ampliação em aceleradores de uso e melhoria nos dispositivos de interface humana, além de permitir o uso em qualquer sistema operacional sem a necessidade de recompilação, visto que foi implementado em *Python*. A Prancha Virtual desenvolvida mostrou-se capaz de despertar e prender a atenção das crianças que a experimentaram como ferramenta de comunicação e aprendizado.

Palabras clave: Tecnologia Assistiva, Portadores de Necessidades Especiais (PNE's), Multiplataforma, Comunicação Alternativa e Ampliada

1. Introdução

O processo da comunicação é indispensável para vida em sociedade, para a perpetuação do conhecimento, e para a evolução das ciências [1]. Normalmente, seu desenvolvimento transcorre de forma natural. Contudo, há pessoas que não se comunicam ou possuem dificuldades de comunicação, comumente classificados como Portadores de Necessidades Especiais (PNE), necessitando de métodos alternativos de comunicação, tais como os fornecidos por tecnologias assistivas [2]. Estas abrangem a comunicação por gestos, expressões, pranchas alfabéticas ou pictóricas e sistemas computacionais com sintetizadores de voz.

Com a ampliação do acesso aos computadores nos últimos anos, ferramentas virtuais assistivas tornaram-se mais populares. Neste artigo, apresenta-se uma proposta de solução para PNE's com foco no desenvolvimento das potencialidades cognitivas do público infantil. Trata-se de uma Prancha Virtual de Comunicação que utiliza linguagem pictográfica desenvolvida especialmente a população brasileira. Esta ferramenta conta com um conjunto de aceleradores de uso, como perfil configurável, inserção de imagens,

Iberisca

predição de palavras baseada em método estatístico e de um mouse para cabeça empregando a técnica de acelerometria estática (inclinômetro). Com este sistema, o usuário pode se comunicar de forma intuitiva e rápida, facilitando, assim, sua integração à sociedade. A efetividade no uso tende a melhorar com o treinamento e o tempo, devido à evolução gradativa da predição de palavras e ao desenvolvimento cognitivo do usuário.

2. Metodologia

O projeto da Prancha Virtual de Comunicação foidesenvolvido em *Python*, uma linguagem de programação multiplataforma orientada a objetos que prioriza a legibilidade de código e a simplicidade da implementação, facilitando a ampliação do projeto por outros pesquisadores.

A Prancha é subdividida em três partes: figuras selecionadas, grupos de figuras e predição por frequência de uso. Seu design é simples, com o intuito de incentivar a concentração nas figuras. Basicamente, o usuário navega pelo aplicativo utilizando um mouse especial para cabeça e seleciona figuras que representam expressões sociais, pessoas, substantivos, verbos, adjetivos, entre outros, conforme sua necessidade ou interesse.

Aceleradores de uso, que são aplicativos ou ferramentas que melhoram a interação do usuário com o software, foram desenvolvidos visando diminuir o tempo de navegação e aumentar a experiência no manuseio (qualidade das frases geradas).

Para interagir com o software, o usuário pode utilizar um mouse por acelerometria em conjunto com um acionador tipo chave simples. Os dados fornecidos por ambos os aparatos são traduzidos para o formato de mouse padrão via USB.

2.1. Estrutura

A Prancha pode ser subdividida em diversas classes de figuras selecionáveis pelo usuário: de ação (ir, voltar, apagar, fechar e confirmar), classes de palavras (verbos, pessoas, adjetivos, expressões sociais, substantivos e miscelânea), palavras (subseções); e sugeridas pela predição. O posicionamento das figuras varia com as informações da frequência de uso individual, de maneira a proporcionar maior praticidade.

2.2. Linguagem Pictórica

O projeto gráfico de comunicação visual da prancha, cuja tela principal encontra-se ilustrada na Figura 1, foi realizado por um grupo de *designers* em conjunto com pedagogas de uma escola de ensino especial, em quatro anos de trabalho e resultou na criação de 2000 figuras focadas na cultura brasileira e que representam objetos, ações, abstrações, percepções e sentimentos do cotidiano das crianças [3].

2.3. Perfil Configurável

Antes da inicialização da Prancha Virtual de Comunicação, o usuário, com auxílio de um acompanhante, que pode ser um profissional da educação ou um familiar,configura a aplicação de acordo com suas preferências e necessidades (Figura 2). Nesta janela, o acompanhante pode configurar a cor de fundo do aplicativo, incluir figuras adicionais personalizadas, o tamanho das figuras na tela, entre outras opções.

Iberdiscap

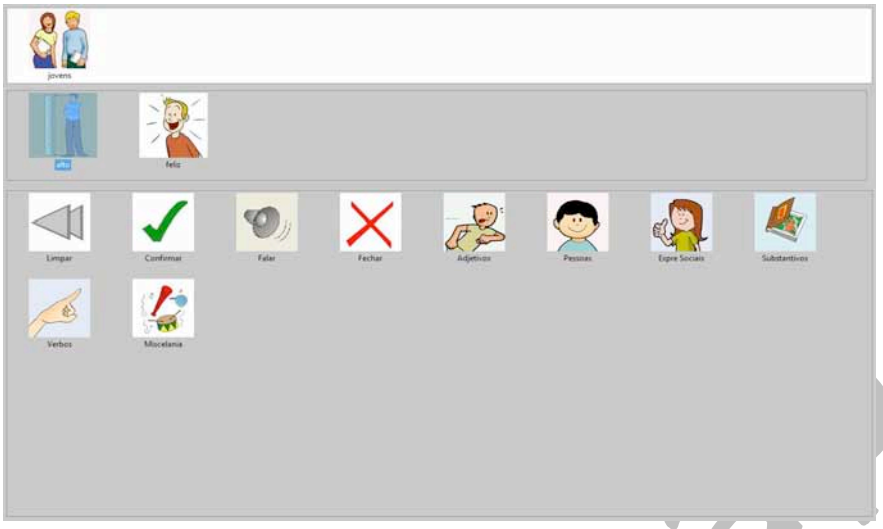


Figura 1. Tela principal da Prancha Virtual de Comunicação

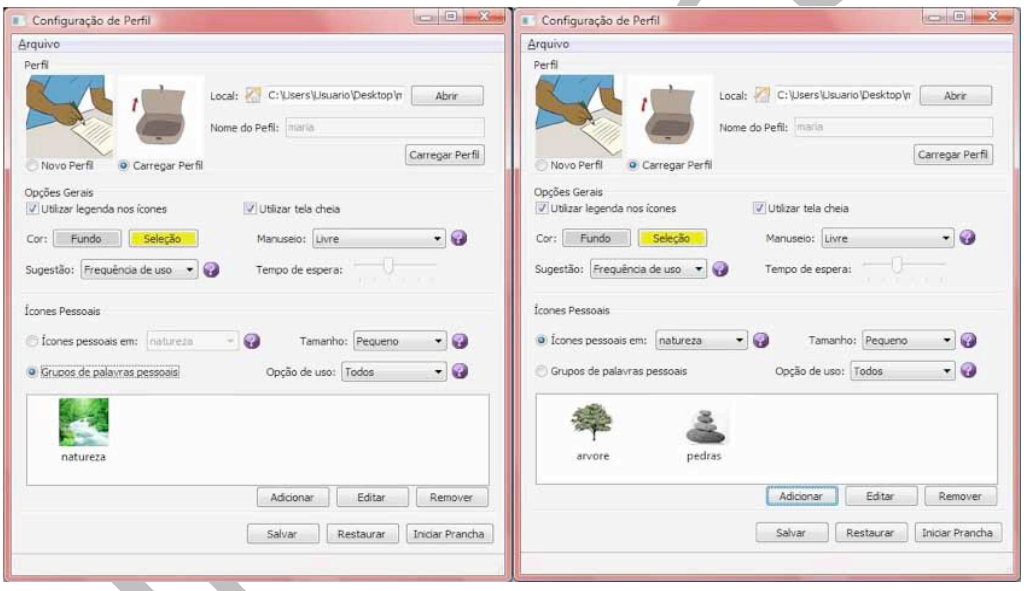


Figura2. Dois exemplos da janela de Configuração de Perfil

As informações ficam registradasem umarquivo de configuração, gerado pelo próprio aplicativo e que pode ser salvo em qualquer pasta ou sub-pasta do Sistema Operacional, inclusive em um *PenDrive* individual, permitindo assim, que a criança utilize a mesma configuração em casa, na escola ou em qualquer outro computador.

Os dados são gravados utilizando um arquivo do banco de dados *Python* chamado *SQLite*, contendo: histórico de frases, informações quanto às preferências individuais do usuário (cor, varredura, seleção de figuras, etc.), informações para melhoria da navegação, figuras pessoais inseridas (objetos, parentes, amigos, brinquedos, etc.) e um histórico de predição.

2.4. Sintetizador de Voz

O sintetizador utilizado pela Prancha Virtual de Comunicação é o *pyttsx* [4]; apesar de ser idealizado para a língua Inglesa, consegue gerar sons compreensíveis na língua Portuguesa.

2.5. Dispositivo de Interface Humana (inclinômetro)

Um inclinômetro acoplado à cabeça pode ser utilizado pelo usuário para selecionar o ícone desejado. A maneira de se empregar o inclinômetro segue como está ilustrado na Figura 3. O dispositivo é acoplado no topo da cabeça do usuário com um suporte de fixação, desta forma, se sua cabeça for inclinada para frente, para trás, direita ou esquerda, então o dispositivo envia um sinal ao computador para que a figura vizinha correspondente seja selecionada.

Como sensor utilizado para detecção da inclinação da cabeça do usuário, escolheu-se o acelerômetro da Freescale MMA7260QT, que é capaz de identificar de forma tridimensional a aceleração de movimentos e a sua própria inclinação quando estático [5].

Como se faz necessário apenas detectar movimentos em dois (X e Y) eixos para descrever a navegação, temos um eixo excedente, que pode ser utilizado para o desenvolvimento futuro de aplicações para este mesmo *hardware*, sendo então, necessário apenas a implementação de funções em *software destinadas* a aplicação específica.

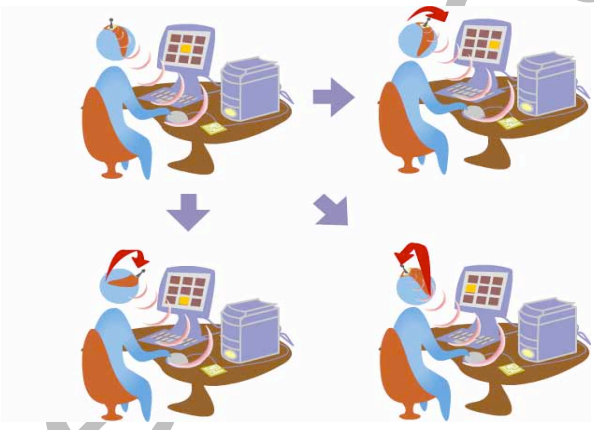


Figura3. Exemplo de uso do dispositivo de Interface Humana

Os níveis de tensão de saída analógica do sensor (Xout, Yout e Zout)variam conforme a inclinação do dispositivo, sendo que o valor máximo é de 2,45 V para 1 g e o mínimo é de 0,85 V para -1 g. Nos eixos X e Y, as regras para movimentação na tela gráfica são baseadas na inclinação do sensor. Por exemplo, se o eixo X estiver marcando em torno de 1,65 V (0 g); então, não haverá movimentação na horizontal, observando uma zona morta de ±0,15 V, para evitar o descontrole da movimentação.

Caso o usuário incline suficientemente o dispositivo conectado no topo de sua cabeça para a direita, gradativamente os níveis de tensão do sensor estarão aumentando e tendendo para 2,45 V (1 g). Supondo níveis de tensão entre 1,80 V e 2,00 V, tem-se um movimento lento, suave, enquanto que com uma inclinação com sinal superior a 2,00 V, a movimentação ocorre em uma velocidade considerada rápida.

Esta regra também vale para a variação dos níveis de tensão abaixo de 1,65 V. Neste caso, o ponteiro desloca-se para a esquerda. O mesmo raciocínio foi empregado para o movimento vertical, aplicando-se as mesmas regras para o eixo Y.

2.6. Varredura Automática

Contudo, alguns usuários podem não se adaptar bem ao dispositivo, fator que prejudicaria o uso da ferramenta. Desta forma, disponibiliza-se a navegação por varredura automática, com tempo de permanência configurável (entre 1 e 6 s) em cada figura, dando preferência aos sugeridos pela predição de palavras. Nesta configuração da prancha, o usuário utiliza o acionador tipo chave para selecionar os ícones, visto que a opção de *click* por tempo torna-se ineficaz.

2.7. *Click* Automático

Um acionador tipo chave simples conectado diretamente ao dispositivo de interfacede tamanho grande pode ser utilizado. Tal chave, ao ser acionada, envie um sinal ao software que, por sua vez, seleciona o ícone para a área da frase. Como ilustrado na Figura 1, a palavra selecionada, neste caso foi "jovens".

Alguns usuários, porém, podem não se adaptar a esta abordagem. Desta forma, disponibiliza-se a opção de *click* automático por tempo, ou seja, se o usuário ficar sem inclinar a cabeça por um tempo, que pode variar de 1 a 6 s, pré-configurado no perfil (ver Figura 2). Então, o software automaticamente selecionará a figura para a área de inserção de frase. Observe-se que neste caso, é necessário utilizar o inclinômetro como ferramenta de navegação, visto que com a opção de varredura por tempo não haveria como interagir com o software.

2.8. Importação de Imagens

O usuário pode, com auxílio de um acompanhante, inserir ícones novos na Prancha Virtual de Comunicação, bem como criar novos conjuntos (ex: brinquedos de João). É possível que essas modificações sejam efetuadas para todos os usuários da mesma máquina ou apenas para o usuário que realizou as mudanças. Deve dar suporte à inserção dos formatos: *jpg, bmp e gif*.

2.9. Predição de Palavras – Método Estatístico

Um método utilizado para buscas de menor caminho pode ser aplicado ao estudo estatístico da ocorrência de palavras dado um histórico, como é o caso do algoritmo de *Dijkstra* [6]. Monta-se um grafo de palavras com arestas ponderadas, de acordo com a frequência de uso. Sabendo que este método de busca é estruturado para problemas de menor caminho, utiliza-se o inverso da frequência de uso nas arestas, a fim de obter distâncias menores para casos de maior ocorrência.

As figuras representando as previsões por este método são apresentados logo abaixo da frase escrita, como se pode verificar na Figura 1, quando selecionado o ícone representante da palavra "jovens", verifica-se que houve a previsão das palavras "alto" e "feliz". Desta forma, a escrita de uma frase pode tornar-se mais rápida conforme a frequencia de uso e conforme a concatenação das palavras.

3. Resultados e discussão

Em comparação com a versão anterior [7] da Prancha Pictográfica desenvolvida em Visual C++®, do Projeto Amplisoft [8], o atual projetoapresenta uma ampliação no número de aceleradores de uso (varredura automática, *click* automático, importação de imagens, predição de palavras) e uma melhoria nos dispositivos de interface humana (Figura 3), além de permitir o uso em qualquer sistema operacional sem necessidade de recompilação, visto que vem sendo implementado em linguagem de programação *Python*.

Mais um detalhe com relação à versão anterior é que esta possuía 650 figuras. As novas 1350 figuras desenvolvidas recentemente [3] serão integradas ao sistema, proporcionando maior flexibilidade ao usuário, em paralelo ao maior conforto proveniente da melhoria nos aceleradores de uso, como a pasta com perfil configurável (Figura 2) e estrutura organizacional dinâmica (baseada na predição).

Iberian

No momento, avaliam-se o tempo de aprendizado para utilizar a ferramenta, a facilidade de navegação e se a predição de figuras é utilizada com frequência.

A facilidade de navegação só pode ser validada através de relatos e por meio da observação, enquanto é possível verificar a evolução na predição de palavras por meio de um histórico de acerto de suas sugestões.

4. Conclusões e trabalhos futuros

A Prancha Virtual mostrou-se capaz de despertar e prender a atenção das crianças que a utilizam como ferramenta de comunicação e aprendizado [7]. Com as novas funcionalidades propostas neste projeto em desenvolvimento, pretende-se transformar o uso da interface mais agradável e efetiva, e proporcionar a expansão do vocabulário com a inserção de outras novas figuras mantendo-se o mesmo desempenho.

Esse projeto visa fornecer uma solução flexível e completa para PNE's, que tem dificuldades de oralização e controle motor de membros superiores, estimulando suas faculdades cognitivas e melhorando sua qualidade de vida.

O desenvolvimento de novos aceleradores de uso e de outros dispositivos de interface deve surgir ao longo dos anos, visando contornar qualquer resultado não ótimo medido após o término desta etapa do projeto.

Referências

[1] NUNES, L., MAGALHÃES, A.P., MADEIRA, S., NUNES, D., NOGUEIRA, D., PASSOS, M. MACEDO, E., "Sistemas Pictográficos de Comunicação Alternativa para Portadores de Paralisia Cerebral", In IV Congresso da Rede Ibero-americana de Informática Educativa, RIBIE, Brasília, Brasil, 1998.

[2] SETI. Ciência e Tecnologia dão Suporte à Portadores de Deficiências. 2006 [acessado em 30 de abril de 2011]; <http://www.seti.pr.gov.br/modules/noticias/article.php?storyid=142>.

[3] ANDREO, M. C.; PIEKAS, M. I.; MANFFRA, E. F.; NOHAMA, P. Linguagem Pictórica Brasileira de Comunicação Alternativa. In: V Congreso Iberdiscap 2008, Cartagena de Índias, Colômbia. Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, 2008. p. 1-4.

[4] Python, pyttsx 1.0. 2009 [acessado em 30 de abril de 2011]; <http://pypi.python.org/pypi/pyttsx/1.0>.

[5] MMA7260QT Datasheet. 2009 [acessado em 30 de abril de 2011]; <www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA7260QT.pdf?pspll=1>.

[6] FIOFILOF, P. Algoritmo de Dijkstra. 2008 [acessado em 30 de abril de 2011]; <http://www.ime.usp.br/~pf/algoritmos_para_grafos/aulas/dijkstra.html>.

[7] JORDAN, M.; MATIAS, D. H.; NOHAMA, P. Prancha Pictográfica para Comunicação Alternativa com o Auxílio do Computador. In: III Congresso Latino-Americano de Engenha-ria Biomédica, 2004, João Pessoa. IFMBE Proceedings, 2004. v. 5. p. 497-500.

[8] Prancha Livre de Comunicação, 2006 [acessado em 30 de abril de 2011]; <http://www.ler.pucpr.br/amplisoft/>.

Iberdiscap

Diseño de productos de apoyo para la movilidad a partir del Modelo Ampliado de Diseño Axiomático

J. Aguilar-Zambrano[1], M. González-Cruz[2], M. Valencia[3], A. Leyton[4], D. Riveros[5], C. Quiceno[6].

[1]Pontificia Universidad Javeriana. **Calle 18 No. 118-250 Av. Cañasgordas, Cali, Colombia. (57-2) 3218200** Ext. 665, jaguilar@javerianacali.edu.co

[2]Universidad Politécnica de Valencia. Camino de la Vera S/N. (34-9) 63879860. mcgonzal@dpi.upv.es

[3]Pontificia Universidad Javeriana. Ext. 592, mvalencia@ javerianacali.edu.co

[4]Universidad del Valle. Calle 13 - Cra100 Cali, Colombia. (57-2) 3212100, arleyton@gmail.com

[5]Pontificia Universidad Javeriana. Ext. 230, dlriveros@ javerianacali.edu.co

[6]Pontificia Universidad Javeriana. Ext. 230, caquinceno@ javerianacali.edu.co

Iberdiscap

Resumen

Se presenta la aplicación del **Modelo Ampliado** del **Diseño Axiomático** en el diseño de productos de apoyo para la movilidad. Los productos se encuentran clasificados en la norma ISO9999:2007. El Modelo utiliza de forma sinérgica el Diseño Axiomático y la Teoría de Soluciones Inventivas, TRIZ. El primero aporta estructuración al proceso de diseño para garantizar su calidad y el segundo provee un conjunto de herramientas para favorecer la fase creativa del proceso. Con la aplicación del Modelo se logró hacer un análisis evolutivo de este tipo de sistemas, generar requerimientos y restricciones del producto y plantear nueve alternativas de diseño. El Modelo favorece la innovación en el diseño de este tipo de productos, por la aplicación del conocimiento de fuentes multidisciplinarias en la generación de nuevos productos y la participación activa del usuario.

Palabras clave: Diseño Axiomático, TRIZ, Multidisciplinariedad, Productos de apoyo a la movilidad-

1 Introducción

El Modelo Ampliado del Diseño Axiomático [1] se plantea como un complemento a la propuesta original de Nam P. Suh, [2] del Diseño Axiomático. Este modelo ampliado considera de manera explícita los Requerimientos No Funcionales de un producto, involucra a un equipo de diseño multidisciplinar y multi-organizacional (usuario, empresa y universidad), y favorece el proceso creativo por medio de la Teoría de Soluciones Inventivas, TRIZ [3]. El estudio aquí reportado presenta la aplicación de dicho modelo en el diseño de productos de apoyo a la movilidad que contribuyan a la inclusión social. Los productos de apoyo a la movilidad están clasificados según la norma ISO9999:2007[4] dentro de la clase 12 e incluyen, entre

otros, a los ciclos, sillas de ruedas y ciclomotores. Este tipo de productos están orientados a brindar a las personas en situación de discapacidad una ayuda en el desplazamiento, [5].

En el diseño de productos existen múltiples estrategias para abordar la solución de problemas, algunas son de tipo prescriptivo y otras de tipo descriptivo [6]. Las primeras se caracterizan por su enfoque a la solución en un conjunto de fases y las segundas por el análisis del proceso mismo de solución. El Diseño Axiomático [2] es una teoría de diseño que puede ubicarse dentro de las teorías descriptivas en cuanto a la forma de abordar el problema de diseño, sin embargo está enfocada a la solución por el cumplimiento de dos axiomas, que se utilizan para evaluar la calidad del diseño. Existen aplicaciones del Diseño Axiomático en varios campos de la ingeniería [7] [8] [9] pero no se encuentran reportes de aplicación en productos de apoyo a la movilidad.

El Diseño Axiomático reconoce la presencia de dos procesos en esta actividad: el proceso creativo y el proceso analítico. El primero se relaciona con la generación de ideas y el segundo con la evaluación de la calidad del diseño. Para soportar la fase creativa existen diversas técnicas, algunas de tipo divergente que buscan la inspiración en el conocimiento interno de las personas [10] y otras de tipo convergente que utilizan un conjunto de conocimiento ya listo para inspiración del diseñador como lo es la Teoría De Solución de Problemas Inventivos, TRIZ, [3].

El artículo se encuentra organizado de la siguiente forma, la primera parte hace una breve introducción a la norma ISO 9999:2007, posteriormente se presenta el soporte teórico del Modelo Ampliado del Diseño Axiomático y finalmente la aplicación del modelo en el diseño conceptual de productos de apoyo a la movilidad que contribuya a la inclusión social.

2. Marco teórico

2.1 Los productos de apoyo según la norma ISO 9999:2007

La norma ISO9999:2007 [4] tiene por objeto la clasificación de productos de apoyo dirigidos a personas en situación de discapacidad. Esta norma se expresa en términos de la función principal de cada clase de producto y es la evolución de la ISO9999:2003, donde se hace la transición del concepto de *ayuda técnica* a *producto de apoyo*.

La clasificación está estructurada en tres niveles jerárquicos: Clases, Subclases y Divisiones. La clase es el nivel superior que define los productos de apoyo en términos de sus funciones más amplias; la subclase define las funciones especiales dentro de una clase; y la división es el nivel más alto de especificación que describe los productos particulares. Por ejemplo el código 12 23 06 corresponde a la clase 12: productos de apoyo para la movilidad personal, subclase 23 Sillas de ruedas de propulsión motorizada, y división 06 Sillas de ruedas con motor eléctrico y dirección eléctrica.

2.2 El Modelo Ampliado de Diseño Axiomático

El Modelo Ampliado del Diseño Axiomático [1] complementa la propuesta original del Diseño Axiomático [2] mediante la consideración explícita de los Requerimientos No Funcionales de un producto, involucra a un equipo de diseño multidisciplinar y multi-organizacional (usuario, empresa y universidad), y favorece el proceso creativo por medio de Teoría de Soluciones Inventivas, TRIZ. A su vez, considera la necesidad social como punto de convergencia del equipo de diseño.

2.2.1 El Diseño Axiomático

El Diseño Axiomático es una propuesta de Nam P. Suh quien define una estrategia para el diseño de productos acompañado de una firme base científica para asegurar el éxito del diseño. En el Diseño Axiomático se presentan cuatro dominios: el dominio del **cliente**, el **funcional**, el **físico** y el del **proceso**.

Iberdiscap

En el dominio del cliente, los atributos y las necesidades de los clientes se caracterizan como los atributos del cliente (CAs). En el dominio funcional, los CAs se convierten en un conjunto de requerimientos funcionales (FRs). En el dominio físico se escoge un conjunto de parámetros de diseño (DPs) para satisfacer los requerimientos funcionales (FRs). Y por último, en el dominio de proceso, se selecciona un conjunto de variables del proceso (PVs) para materializar los DPs del dominio físico. La Figura 1 muestra los cuatro dominios expuestos.

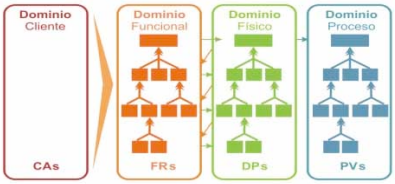


Fig. 1. Dominios definidos por Suh en su propuesta original del Diseño Axiomático.

2.2.1.1 Los dos axiomas en el Diseño Axiomático

El Diseño Axiomático define dos axiomas: el **axioma de independencia** y el **axioma de información**. El primer axioma afirma que, durante el proceso de diseño, la relación (mapping) entre FRs y DPs se debe establecer de una forma tal que una perturbación en un Parámetro de Diseño particular sólo afecte a su Requerimiento Funcional asociado. El segundo axioma establece que, entre todos los diseños que satisfacen el primer axioma de independencia, el mejor diseño es aquel con el menor *contenido de información*.

2.2.1.2 La ecuación de diseño

Matemáticamente, los Requerimientos Funcionales (FRs) se pueden tratar como un vector {FR} con *m* componentes. De manera similar, los Parámetros de Diseño (DPs) constituyen un vector {DP} con *n* componentes, donde cada elemento A_{ij} de la matriz relaciona un componente del vector $\{FR\}$ con un componente del vector $\{DP\}$.Lo anterior se expresa con la ecuación de diseño:

$$\begin{Bmatrix} FR_1 \\ FR_2 \\ FR_3 \\ \vdots \\ FR_m \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & \dots & A_{1n} \\ A_{21} & A_{22} & \dots & A_{2n} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ A_{m1} & A_{m2} & \dots & A_{mn} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} DP_1 \\ DP_2 \\ DP_3 \\ \vdots \\ DP_n \end{Bmatrix} \quad (1)$$

El *contenido de información* (*I*) de un diseño se puede definir cuantitativamente como el logaritmo de la probabilidad (*p*) de satisfacer el Requerimiento Funcional (FR) especificado.

$$I = \log_2 {}^1/_p \quad (4)$$

El *contenido de información* es cero cuando el desempeño del sistema (dado por el rango del sistema) está siempre dentro del rango de variación permitido (dado por el rango del diseño).

2.2.1.3 La Teoría de Resolución de Problemas Inventivos: TRIZ

La Teoría de Resolución de Problemas de Inventiva, TRIZ desarrollada por Altshuller (1946) [11], es un conjunto de técnicas que ayudan al diseñador en el proceso creativo del diseño. TRIZ parte de la hipótesis de que existen principios universales de invención que cuando se identifican y codifican, hacen que los procesos inventivos se vuelvan más predecibles y sirvan como base para obtener innovaciones creativas

Iberdisap

que favorezcan el avance de la tecnología. Los conceptos básicos de la teoría son: la idealidad, las contradicciones y la evolución de los sistemas técnicos.

2.3 Método de aplicación del Modelo Ampliado del Diseño Axiomático

En la Fig. 2 se representa el Modelo, donde se distinguen tres partes; la primera correspondiente a la conformación del equipo de diseño; la segunda a la determinación de los requerimientos funcionales y no funcionales del producto, a partir de un análisis sistémico utilizando TRIZ y la tercera, de generación de ideas y verificación del cumplimiento de los dos axiomas del Diseño Axiomático. A continuación se describen cada una de las partes del modelo en forma detallada.

2.3.1Conformación del equipo de diseño de naturaleza multidisciplinar en torno a la necesidad social (Primera parte en la Fig. 2)

Se propone un modelo de gestión en iniciativas de innovación colaborativa, entre la Universidad, la Empresa (una consolidada y otra joven de base tecnológica), el Estado y el Usuario para el desarrollo de productos. En el modelo participativo el centro de convergencia es la necesidad social la cual está asociada con el usuario. De esta forma, no sólo se generan productos innovadores, sino que todos los actores se favorecen con el aumento de sus propias capacidades por los resultados de la relación.

*2.3.2 D*eterminación de los requerimientos funcionales y no funcionales del producto *(Segunda parte en la Fig. 2)*

Se estudia la problemática a través de la técnica de las *Nueve Ventanas* de la Teoría De Solución De Problemas Inventivos, TRIZ. Esta herramienta permite realizar un análisis sistémico del problema, y a su vez, brinda una mirada evolutiva del mismo. Los resultados obtenidos mediante la técnica permiten conformar el primer nivel del árbol jerárquico del Diseño Axiomático determinando los requerimientos del primer nivel y su Rango de Diseño (Rd), se formulan las Restricciones del producto (Cs), y se asocian Parámetros de Diseño (DPs) a cada requerimiento.

Iberdisap

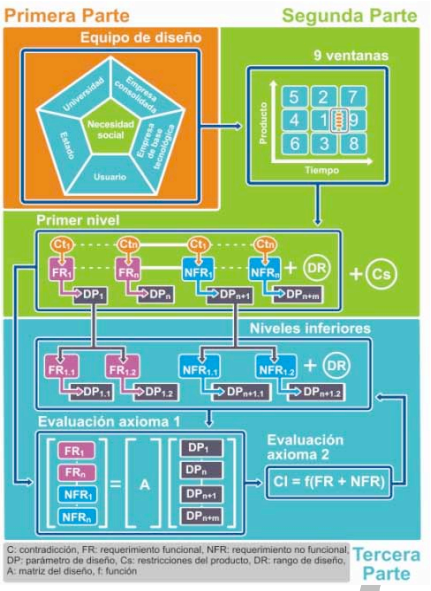


Fig. 2. Modelo Ampliado del Diseño Axiomático.

Los requerimientos son de dos tipos: funcionales (FRs), bajo la definición clásica del Diseño Axiomático, y no funcionales o de percepción (NFRs); tanto FRs como NFRs surgen de las Contradicciones (Cts) que aparecen en el análisis del problema cuando se plantea un escenario futuro ideal para la solución del problema y no se puede alcanzar con el sistema o producto actual [12]. Los Parámetros de Diseño (DPs) también surgen de las contradicciones encontradas y se proponen a través del uso de la Matriz de Contradicciones TRIZ.

2.3.3 Formulación de los niveles inferiores del árbol jerárquico y evaluación de los axiomas del Diseño Axiomático (Tercera parte en la Fig. 2)

Los Parámetros de Diseño (DPs) del primer nivel dan origen a los requerimientos de los niveles inferiores, para los cuales se determinan Rangos de Diseño y se asocian a nuevos DPs; este proceso iterativo (zigzagueo), entre el dominio funcional y físico del Diseño Axiomático, conforma el árbol jerárquico del producto. Durante el proceso de formulación de Parámetros de Diseño (DPs) se compone la ecuación de diseño, relación entre DPs y requerimientos (FRs y NFRs), con la cual se evalúa el primer axioma del diseño.

3. Aplicación del Modelo Ampliado de Diseño Axiomático en productos de apoyo a la movilidad: clase 12 de la norma ISO9999:2007

3.1 Conformación del equipo de diseño de naturaleza multidisciplinar en torno a la necesidad social

La necesidad social que es parte esencial del modelo fue el favorecimiento de la inclusión social de las personas en situación de discapacidad motora. A partir de la identificación de la necesidad social se conformó el equipo multidisciplinar y multiorganizacional de diseño con la siguiente estructura: ***Usuario***: dos personas en situación de discapacidad motora. ***Universidad***: profesionales de las disciplinas: ingeniería eléctrica, electrónica, mecánica e industrial; diseño industrial, terapia ocupacional y psicología de las instituciones Pontificia Universidad Javeriana-Cali y Universidad del Valle de Colombia, y Universidad Politécnica de Valencia de España. **Empresa de base tecnológica**: enfocada a productos para la

Iberdiscap

rehabilitación, Rehabitec Ltda. **Estado**: el proyecto contó con la financiación del Departamento Administrativo de Ciencia, Tecnología e Innovación - COLCIENCIAS. **Empresa consolidada**: No tuvo participación por la ausencia de empresas productoras de este tipo en el país.

3.2. Determinación de los requerimientos funcionales y no funcionales del producto

Se utilizó la técnica de las *Nueve Ventas* de TRIZ para el análisis sistémico del problema. Estaes una técnica en donde se evalúa un sistema, su entorno (super-sistema) y componentes (sub-sistema) en el presente, el pasado y en un futuro imaginado, para obtener patrones evolutivos. Los insumos para estas *Nueve Ventanas* fueron: la aplicación de las *Leyes de Evoluciónde los Sistemas Técnicos;* la evaluación de productos comerciales, prototipos, artículos y patentes de los productos de apoyo a la movilidad de la clase 12 considerados en la norma ISO9999:2007; y la elaboración de un perfil del usuario del producto por medio de dos instrumentos de consulta con base en la Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad y de la Salud (CIF) [13].

La aplicación de la técnica de las nueve ventanas TRIZ permitió determinar Requerimientos Funcionales (FRs), Requerimientos No Funcionales (NFRs), y Restricciones (Cs) del producto, como se resumen en la Tabla 1.

Requerimientos (FRs y NFRs)			
FR1	Completar la **potencia** proporcionada por la persona	FR8	Disminuir los puntos de presión que puedan generar **escara**
FR2	**Transmitir** la **energía** de la persona para que el sistema técnico se desplace	FR9	Permitir que el usuario **aborde** y abandone el dispositivo
FR3	Mantener el **equilibrio** dinámico del sistema técnico frente al entorno	FR10	Permitir que el usuario se desplace por **escaleras**
FR4	Permitir que el usuario controle la **dirección** del dispositivo	FR11	Permitir que el usuario se desplace por diferentes terrenos
FR5	Permitir que el usuario controle el **frenado** del dispositivo	FR12	Permitir la adaptación del dispositivo según el nivel de **lesión** del usuario, manteniéndolo en equilibrio
FR6	Permitir que el usuario acceda al mínimo espacio diseñado para el tránsito de caminantes **(corredores)**	FR13	Adoptar las **posturas** erguido, sedente y semisedente
NFR7	Mantener al usuario en una **temperatura** corporal que no le genere malestar	FR14	Permitir que el usuario **apoye** los diferentes segmentos de su cuerpo sobre el dispositivo

Tabla 1. Conjunto de Requerimientos Funcionales (FRs) y No Funcionales, (NFRs) y Restricciones (Cs), obtenidas para el proyecto con la herramienta de las *Nueve Ventanas*

Para la determinación de los Parámetros de Diseño de los Requerimientos Funcionales, se utilizó la herramienta TRIZ de la *Matriz de Contradicciones,* -compuesta por 39 parámetros y 40 principios de invención-con base en los conflictos entre idealidad y realidad, encontrados a partir del análisis de las *Nueve Ventanas.* Así por ejemplo, para el Requerimiento Funcional 2: *Transmitir la energía de la persona para que el sistema técnico se desplace*, se identificó la contradicción: **"El usuariorequiere** *desplazarse con el producto de apoyo a una velocidad adecuada*, **pero***el movimiento que realiza actualmente le genera daños en las articulaciones*". De esta manera la contradicción en parámetros TRIZ se expresa así: **Velocidad** (parámetro a mejorar 9) vs. **Efectos laterales nocivos** (parámetro que se empeora 31). La matriz sugiere unos principios de diseño, que a través de la historia han sido utilizados para solucionar este tipo de conflictos. Para este caso, los principios sugeridos fueron: 2: *Separación*, 24: *Intermediario*, 35: *Cambio de parámetros* y 21: *Rapidez*; como se ve en la Tabla 2 y con ellos se plantearon los diferentes Parámetros de Diseño (DPs) como se ve en la Fig. 3.

		Factor que se empeora						
		1	...	30	31	32	...	39
Factor a mejorar	1							
	⋮							
	8			34, 39 19, 27	30, 18, 35, 4	35		
	9			1, 28, 35, 23	2, 24, 35, 21	35, 13, 8, 1		
	10			1, 35, 40, 18	13, 3, 36, 24	15, 37, 18, 1		
	⋮							
	39							

Preprint

Tabla 2. Segmento de la Matriz de Contradicciones TRIZ

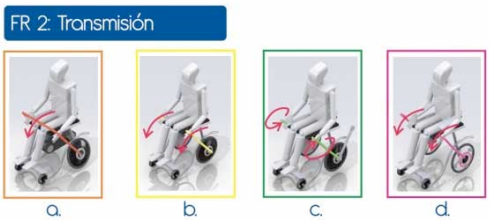


Figura 3. DPs para el FR de Transmisión: a. Palancas al cubo con barra frontal, b: Palancas al cubo independientes, c: Palancas al cubo con movimiento de remo, Palancas al aro independientes.

3.3.*Formulación de los niveles inferiores del árbol jerárquico y evaluación de los axiomas del Diseño Axiomático*

Con los DPs para cada uno de los FRs de primer nivel se configuraron nueve alternativas de diseño. En la Fig. 4 se muestra una de ellas con su ecuación de diseño. Los niveles inferiores de los FRs se obtienen a partir de los DPs planteados en el nivel previo, por ejemplo, para el Requerimiento Funcional 2 *Transmitir la energía de la persona para que el sistema técnico se desplace*, cuyo Parámetro de Diseño es *palancas independientes al cubo de la rueda* se plantearon los siguientes requerimientos y parámetros de bajo nivel.

La calidad del diseño se mide a través del segundo axioma con base en la comparación del cumplimiento del rango del sistema frente al rango de diseño propuesto en el Requerimiento Funcional. Para este tipo de productos donde los rangos de diseño pueden ser amplios, los parámetros escogidos cumplen esos rangos y por contenido el contenido de información es igual a cero.

4. Conclusiones

El Modelo Ampliado del Diseño Axiomático es una adecuada estrategia para el diseño de productos con equipos multidisciplinares porque aborda el problema de diseño desde una perspectiva más amplia que la del mercado, permite controlar el proceso de diseño y utiliza el conocimiento acumulado de otros inventores.

Se ha aplicado en forma novedosa La Teoría de Solución de Problemas Inventivos TRIZ en el análisis de productos de apoyo a la movilidad. Una de las ventajas de esta técnica es la reducción de la complejidad del diseño por la disminución de acoples de los Parámetros de Diseño DPs con los Requerimientos Funcionales FRs en la ecuación de diseño.

Las alternativas obtenidas de este proceso son una evolución de los productos de apoyo a la movilidad actuales debido a que se han concebido por el análisis sistémico con diversas fuentes de información y se ha planteado un escenario ideal para este tipo de productos que responde a las necesidades del usuario.

Iberdiscap

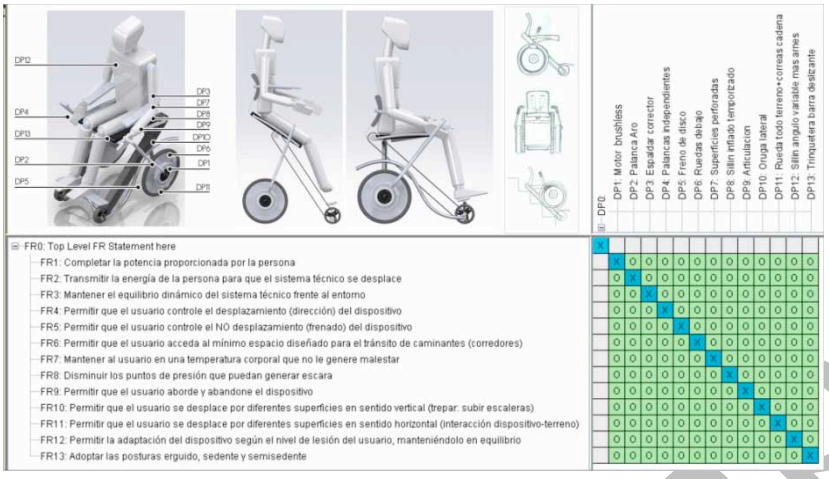


Fig. 4. Ejemplo de alternativa de un producto de apoyo para la movilidad personal que favorece la inclusión social de las personas en situación de discapacidad desarrollada por el equipo de diseño multidisciplinar

FR2	Transmitir la energía de la persona para el desplazamiento	DP2	Palanca-fácilmente-removible en cada aro		
		FR2.1	Conectar y desconectar a punto de apoyo	DP2.1	Articulación al interior del aro
		FR2.2	Conectar y desconectar a punto de resistencia	DP2.2	Trinquetera
		FR2.3	Disponer de un punto de empuje	DP2.3	Mango ergonómico
		FR2.4	Permitir alternar el sentido del empuje	DP2.4	Selector de sentido

Tabla 3. Requerimientos Funcionales y Parámetros de Diseño de segundo nivel

Agradecimiento

Este proyecto ha sido realizado con el apoyo del Departamento Administrativo de Ciencia, Tecnología e Innovación – COLCIENCIAS. Contrato No. 652-2008

Referencias

[1] J. Aguilar-Zambrano, "Ampliación del Modelo de Diseño Axiomático para el Desarrollo de Productos con Equipos Multidisciplinares". Tesis de Ph.D., Dept. Proyec. Ing., UPV, Valencia, España, 2009.

[2] N.P. Suh, *Principles of Design,* Oxford: University Press, 1990.

[3] Y. Salamatov, *TRIZ: The right solution at the right time.* The Netherlands: Insytec B.V., 1999

[4] ISO. *Productos de apoyo para personas en situación de discapacidad. Clasificación y terminología*, ISO9999:2007.

[5] J. Aguilar-Zambrano, M.C. González, M. Valencia, A. Valencia, A. Leyton, F. Casanova and D.I. Riveros, "Analysis of mobility support products under the evolution laws of technical systems for detecting opportunities of innovation," in Proc. Int. Conf. IDEMI 09, Porto, Portugal, 2009, pp. 113-114

[6] N. Cross, Métodos de diseño: estrategias para el diseño de productos, México: LIMUSA, 2002, pp. 11-57

[7] Kang, Y. J. The method for uncoupling design by contradiction matrix of TRIZ, and case study. In Proceedings of Third International Conference on Axiomatic Design, Seoul. 2004

Iberoamap

[8] Shin, G. and Park, G. Decoupling process of a coupled design using TRIZ modules. In Proceedings of Fourth International Conference on Axiomatic Design. Firenze. 2006

[9] Ullah, A. M. M. S. Handling design perceptions: an axiomatic design perspective. Research in Engineering, 16(3):109117. 2004

[10] M. González-Cruz, J. Aguilar-Zambrano, J. J. Aguilar-Zambrano, and M. Gardoni, "La estrategia de creatividad sistemática TRIZ con equipos multidisciplinares de diseño de producto," *DYNA*, Vol. 83, no. 6, pp. 337-350, Sep. 2008.

[11] S. Savransky, Engineering of Creativity, Boca Raton, FL: CRC Press, 2000.

[12] Cavallucci, D. and Weill, R., 2001, "Integrating Altshuller's development laws for technical systems into the design process", CIRP Annals - Manufacturing Technology, 50(1), pp. 115-120

[13] Organización Mundial de la Salud. Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud: CIF. Madrid, España: IMSERSO, 2001.

Iberdiscap

Iberdiscap

Propuesta de Sistema de Reconocimiento de Lenguaje de Signos Dominicano

E. Blanco[1], V. Del Rosario[1], M. Hiraldo[1], J. M. Ascariz[2], M. Mazo[2]

[1]Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra, Departamento de Ingeniería Electrónica y Electromecánica: Autopista Duarte Km 1 ½, Santiago de los Caballeros, Republica Dominicana,

Tel. 1-809-580-1962, Fax 1-809-734-3400, e-mail: eblanco@pucmmsti.edu.do, vdelrosario@pucmmsti.edu.do, co0lcast@gmail.com

[2]Universidad de Alcalá, Departamento de Electrónica: Campus Universitario s/n, 2880, Alcalá de Henares, Madrid, España, Tel. +34-918856581, Fax. +34-918856591, e-mail: {jmra, mazo}@depeca.uah.es

Resumen.

El trabajo presentado en esta propuesta, responde al interés de contribuir con alternativas de sistemas de visión computacional inteligentes para el mejoramiento de la calidad de vida de personas con diversidad funcional, en particular del sector afectado por deficiencia del habla. La propuesta pretende crear técnicas de Interacción Humano-Computador (Human Computer Interaction, HCI) para la detección y reconocimiento gestual por medio del uso de un sistema de visión multi-cámara y "clustering" de computadoras de prestaciones estándar,conformando un sistema de reconocimiento gestual de ayuda a personas con diversidad funcional, y en específico, para el reconocimiento del alfabeto dactilológico o Lenguaje de Signos Dominicano. El objetivo fundamental del trabajo es crear un nuevo lazo de comunicación entre las comunidades sordo-muda y oyente para facilitar su integración a las actividades sociales. El desarrollo de esta propuesta incluye su implementación práctica en tiempo real.

Palabras clave: Segmentación, reconocimiento gestual, lenguaje de signos, visión computacional

1. Introducción y contenidos

El trabajo presentado es una propuesta de métodos para el reconocimiento y la interpretación del Lenguaje de Signos Dominicano (LSD) como parte de un proyecto de investigación y desarrollo llevado a cabo por investigadores del Departamento de Ingeniería Electrónica y Electromecánica de la Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra (PUCMM). El proyecto de investigación es financiado por el Ministerio de Educación Superior, Ciencia y Tecnología (MESCYT) de la Republica Dominicana a través del Fondo Nacional de Innovación y Desarrollo Científico y Tecnológico (FONDOCYT) y responde al interés global de contribuir con alternativas de sistemas de visión computacional inteligentes para mejorar la calidad de vida de personas con diversidad funcional, en particular del sector afectado por deficiencia severa o perdida completa del habla.La necesidad de incursionar en un proyecto de investigación y desarrollo como el que se presenta, es en primera instancia, beneficiar de manera inmediata a la comunidad sordo-muda de la República Dominicana, como una manera de promover una mayor participación social de esta comunidad; segundo, el de diseñar e implementar un sistema de visión multi-cámara que permita reconocer e interpretar los gestos de una persona.

Iberiscap

En la actualidad se encuentran diferentes universidades y centros de investigación especializados en donde se hace investigación relacionada al reconocimiento gestual de cara, manos y de signos dactilológicos. Por ejemplo, en Asia, particularmente China,se puede citar al “Joint Research & Development Laboratory for Advanced Computer and Communication Technologies” (JDL) especializadoen el reconocimiento dela Lengua de Signos China (CSL) como parte del proyecto "Multi-modal perceptron machine". El JDL reporta una tasa de reconocimiento para signos aislados de 91% con un vocabulario de 5.100 signos y de 91.3% para el reconocimiento de lenguaje de signos continuos, ambos utilizando dispositivos de captura de movimiento adheridos a la persona gesticulante, mientras que reporta alrededor del 90% para un vocabulario de 450 signos con sistema de visión y ayuda de guantes de color para facilitar la segmentación de las manos. En Europa se puede citar el departamento de electrónica de la Universidad de Alcalá en España, donde se encuentra el grupo GEINTRA (Grupo de Ingeniería Electrónica Aplicada a Espacios Inteligentes y Transporte), cuyas líneas de investigación comprenden áreas que contribuyen a la integración en la sociedad de personas con diversidad funcional, y de forma especial en sistemas de ayuda a la movilidad.

Por otro lado, el Grupo de Computación Contextual (“Contextual Computing Group”, CCG) de “Georgia Institute of Technology” de Estados Unidos ha desarrollado proyectos de investigación puntuales relacionados con la propuesta presentada en este documento, tales como: “Gesture-based American Sign Language (ASL) Game for Deaf Children” (Juego para niños sordos basados en gestos de la Lengua de Signos Americana) y “Mobile Sign Language Recognition” (Reconocimiento del Lenguaje de Signos Móvil) exhibiendo, bajo este concepto, una gran cantidad de publicaciones.

Christian Vogler del “Gallaudet Research Institute” ha hecho importantes contribuciones en este campo. Sus investigaciones se centran en el modelado de la lengua abordando los problemas de complejidad y desarrollando algoritmos de reconocimiento adecuados, utilizando como métodos de captación sensores activos y cámaras de video. Es un experto aplicando la técnica de HMM (Hidden Markov Model) de manera paralela para ofrecer mejores resultados en el reconocimiento gestual de un vocabulario de signos extenso. En esta línea posee varias publicaciones importantes.

Finalmente se debe destacar las investigaciones realizadas por el Grupo de Computación de Imagen y Video (IVC) de la Universidad de Boston, en donde se desarrolla un proyecto financiado por la “National Science Foundation” (NSF) llamado “American Sign Language Linguistic Research Project”. Este grupo de investigación posee toda una gama de equipamientos e instalaciones asociados al reconocimiento gestual. En particular cuentan con un laboratorio para la captura y grabación de información provenientes de 4 cámaras debidamente sincronizadas. Dos utilizadas para formar una visión estéreo, otra para la vista lateral y una última para el enfoque de la cara. Forman un “cluster” con computadoras de prestaciones estándares y cuentan con una gran capacidad de almacenamiento, para el grabado de los videos.El sistema hardware que se propone en este proyecto de investigación es similar al descrito anteriormente diferenciándose en el uso de una tercera cámara con vista de planta de la persona gesticulante en lugar de vista estéreo, esto permitirá cubrir las tres dimensiones del espacio.

En cuanto a publicaciones sobre el tema se refiere, podemos encontrar una gran variedad. En principio, hemos partido de algunas ideas básicas para posteriormente ir avanzando el grado de sofisticación de la propuesta. Por ejemplo, uno de los primeros trabajosque propuso realizar la segmentación por color natural de la piel para la detección de la cabeza y tracking de las manos en una aplicación de reconocimiento del lenguaje de signos se encuentra en [1]. El hecho de que se utilice una sola vista (sólo una cámara) limita en gran medida la capacidad de reconocer un vocabulario extenso de signos gestuales. Para minimizar este problema, generalmente lo recomendable es aumentar el número de vistas, formando un sistema multicámaras.Con relación a las propuestas multicámaras, hay algunos que emplean algoritmos para recuperar los movimientos del cuerpo, basados en el análisis espacio-temporal de las deformaciones de las siluetas en las vistas de tres cámaras [2]. Entre las ventajas que ofrecen estos sistemas, se destaca

Iberamia

principalmente que no necesitan accesorios, marcas visibles u otros dispositivos de captura de movimientos, lo cual proporciona sensación de libertad al hablante, y además, la rápida puesta en funcionamiento del sistema ya que no se necesita preparación previa para la colocación de los sensores. Ahora bien, debido a que estos sistemas utilizan tres cámaras y hardware específico para la adquisición y sincronía de los datos, su desventaja principal radica en la implementación en tiempo real, puesto que los algoritmos presentan un elevado coste computacional. La disposición ortogonal de las tres cámaras en este último trabajo será la utilizada en nuestra propuesta de investigación, sin embargo tenemos que hacerle frente a la problemática del tiempo de procesamiento.

2. Metodología

2.1. Descripción de materiales

Durante el desarrollo de nuestra investigación será necesaria la utilización de diferentes recursos, tanto hardware, como software para desarrollar, simular e implementar diferentes algoritmos y métodos computacionales necesarios para el cumplimiento de los objetivos propuestos. La herramienta software que se está utilizando para el desarrollo, simulación y puesta en marcha de los diferentes algoritmos es MatLab (The MathWorks Inc.). La implementación práctica en lenguaje C se está llevando a cabo utilizando el compilador GCC en un entorno de desarrollo bajo el sistema operativo Linux con aplicaciones de trabajo del tipo Open Source, tal como la distribución Ubuntu 10.0.En cuanto al hardware de captura y procesamiento, partiremos del uso de tres cámaras de video a color cuya resolución espacial es de 640x480 píxeles y comunicadas mediante el estándar IEEE-1394b (Fire-Wire B) de 800Mbps. Proponemos un sistema de captura multi-cámaras sincronizado y con capacidad de procesamiento distribuido, algo que se conoce como: "cluster" de computadoras. Para este, disponemos de tres estaciones de trabajo Dell Precision Workstation R5400 con un procesador Quad Core Intel® Xeon® E5405 (2.0GHz, 2X6M L2, 1333), 2GB, DDR2 SDRAM, una por cada cámara, encargadas de realizar el proceso de extracción de características simultáneo de las tres vistas. La información, mucho menos densa de estas tres estaciones de trabajo, será enviada por medio de "Gigabit Ethernet" a una cuarta estación de trabajo que sería la encargada del proceso de reconocimiento. Para esta estación se utilizará un Dell Precision Workstation R5400 con dos (2) procesadores Quad Core Intel® Xeon® E5405 (2.0GHz, 2X6M L2, 1333), 4GB, DDR2 SDRAM. Este sistema implica entonces, la utilización de un equipo "LAN Switch" de al menos 4 puertos. Con esta configuración de hardware esperamos lograr una captura con procesamiento simultáneo de 30 fps (frames per seconds) mínimos. Las cámaras propuestas son del tipo AVT Stingray F-033C del fabricante Allied Vision Thecnology, las cuales poseen un CCD de ½" y cuyas especificaciones técnicas pueden ser consultadas en la web. Las ópticas de las cámaras son del tipo aesférico de montura C ("C-Mount") de ½"con una distancia focal variable de f=(4-12)mm deTamron con corrección de infrarrojo. En nuestra aplicación, con estas ópticas podemos ubicar a la persona gesticulante a una distancia media de 2.5 metros desde las cámaras laterales. El sistema computacional asociado a las cámaras estará aglomerado en un sistema "rack mount" movible para permitir el posicionamiento y traslado del sistema de forma simplificada, además de que contará con respaldo de energía.

2.2. Métodos y análisis de realización

La implementación del sistema supone la puesta en marcha del sistema multicámaras (tres cámaras de video a color) y estaciones de trabajo asociadas, según la propuesta de Yoshimoto [3]. Se realizará un estudio del estado de la cuestión de cada uno de los temas fundamentales del proyecto, se iniciará estudiando las técnicas actuales de segmentación en sistemas de reconocimiento gestual. Se estudiarán las principales tendencias de segmentación en color, en especial, segmentaciones en el espacio HSI (Hue-Saturation-Intensity). Se analizarán las ventajas de utilizar este espacio de color y además, se identificarán, analizarán y se corregirán los problemas asociados a la propiedad cíclica de la componente Hue [4]. Se aplicará además una técnica que permite mejorar la segmentación de imágenes en color en el plano HS (Hue-Saturation) llamada inyección de color [5]. Se realizarán y analizarán numerosas pruebas de

Iberlisco

segmentaciones de la piel para diferentes personas y razas, teniendo en cuenta la diversidad étnica del país.

Es importante decir, que la implementación práctica de la propuesta responde a un sistema no-estacionario que podría ser usado en diferentes entornos (interiores, exteriores, etc.) donde las condiciones de iluminación pueden variar a través del tiempo, por lo que es pertinente hacer un sistema invariante a esos cambios. Basada en el método de segmentación anterior, se presentará una propuesta de segmentación en tiempo real que permita compensar los cambios de iluminación que se presentan en la captura de imágenes. En ese sentido, se propone realizar la predicción (tracking temporal) de los parámetros cromáticos de la distribución del color de la piel por medio del Filtro de Kalman (KF) [6] según la propuesta de Blanco [4]. Posteriormente, se estudiará el tracking de los objetos de interés en el plano imagen (tracking espacial), en nuestro caso las manos y cara, por medio del KF, con la posibilidad de utilizar el Filtro de Partículas (PF) [7] o fusiones entre ambos [8]. En principio, aquí se pretende utilizar el KF por su robustez y efectividad, tal como en el trabajo de Shaik & Asari [9]. Para eliminar las confusiones que pueden afectar al KF debido al cruce de ambas manos en la escena, se estudiará eluso de un modelo de observación diseñado para aumentar la disociación de datos provenientes de la segmentación según se presenta en [10].

Se analizarán propuestas de clasificación para el reconocimiento de los signos (aislados) generados por las manos y cara. Como descriptores de formas pretendemos utilizar la fusión de varias propuestas de momentos invariantes, tales como: momentos invariantes a transformaciones afines en general [11], invariantes a relación de aspecto [12] y los clásicos siete momentos de Hu [13]. Como métodos de clasificación a ser utilizados en nuestra aplicación se encuentran: PCA [14] y ANN [15] para signos aislados, y para signos temporales los HMM [16]. Aquí proponemos el uso de la técnica PCA, fusionada con HMM para el reconocimiento de los gestos temporales. Con el desarrollo de estos métodos se pretende abordar uno de los objetivos específicos presentados en nuestra propuesta relacionado con el diseño y prueba de métodos robustos de extracción de características morfológicas.

Se ha concebido el desarrollo de un módulo de entrenamiento que servirá de interfaz entre el sistema y el usuario para ensenar al sistema la correspondencia entre gestos y signos. Finalmente, se realizará la revisión del vocabulario dactilológico, la fusión y discriminación de métodos, y la prueba y validación del sistema.

3. Resultados y discusión

A continuación se presentan algunos de los resultados preliminares ya obtenidos en el desarrollo de la propuesta, se comentan algunas modificaciones a realizarse para el mejoramiento de las mismas y finalmente, los resultados generales esperados al término de la propuesta de reconocimiento del lenguaje de signos dominicano.

3.1. Resultados preliminares

Para algunas fases, tenemos resultados experimentales que van dando forma a nuestro fin último de conformar un sistema de reconocimiento gestual multi-cámaras:

a) Se han corregido los problemas de ciclicidad de la componente Hue que ha permitido que nuestros algoritmos de segmentación funcionen correctamente según Blanco [4].
b) Se ha puesto en marcha una etapa de inicialización, de las tres vistas, para la selección de la clase objeto y fondo en el plano HS, formada principalmente por el algoritmo GMM modificado (obtención recursiva-iterativa de la media de Hue) para corregir los problemas de ciclicidad del Hue.

Iberdrap

c) Estamos haciendo uso de las nuevas ecuaciones de conversión de RGB a HSI por medio del uso del espacio YC1C2 cuyo tiempo de ejecución responden a una mejoría de un 6.5% [17], en la arquitectura IA32 de procesadores Intel, en lugar del uso de las ecuaciones de conversión directas.
d) Se ha implementado el algoritmo de Inyección de Color para el mejoramiento de las segmentaciones de las tres cámaras. Se ha obtenido una mejoría cuantificada en un 30% [5].
e) Se ha demostrado la efectividad en la utilización de una función de iluminación artificial, utilizando las ecuaciones de conversión anteriormente mencionadas, para poder hacer pruebas experimentales sobre cambios de iluminación con métodos de segmentaciones dinámicas, tal como el que proponemos [18].
f) Se ha observado la factibilidad en la fusión de varios grupos de momentos invariantes para la extracción de características morfológicas de signos manuales asilados, tales como los del alfabeto dactilológico dominicano. Para esta primera aproximación, con la fusión de los momentos utilizados, se han obtenido 22 momentos por signos.
g) Se ha comprobado la reducción de espacio e incorrelación que ofrece la técnica PCA en las componentes discriminantes en nuestra clasificación preliminar. Por ejemplo, de 22 componentes discriminantes provenientes de momentos invariantes como representación de cada signo aislado, la reducción fue aproximadamente de 13 componentes.

3.2. Resultados generales esperados

Sobre el método de clasificación usado, se debe mencionar que debido a la gran diferencia numérica entre los momentos invariantes, se hace necesaria la normalización de los mismos. Ya se han llevado a cabo pruebas realizando la normalización con el uso de rectas, una por cada momento. En este caso para todos los signos a reconocer, se aplicó la normalización en el rango de [-1, 1]. Nuestro próximo paso es comparar los resultados de clasificación ya obtenidos con aquellos ofrecidos por el mismo clasificador, pero esta vez, normalizando por medio de una función sigmoidal en el rango entre [0, 1] según el trabajo de Pan & Keane [12] o de [-1, 1] según Terrillon [19]. Este análisis comparativo puede ser cuantificado por medio de la tabla de relación de las tasas de reconocimiento, en este caso, para un mismo grupo de signos con ambos métodos.

Sobre el método de clasificación propuesto, el rendimiento puede ser cuantificado por medio de la suma del error cuadrático (SSEn) de recuperación obtenido para cada signo (n) aislado. Este es un error que ofrece información sobre qué signo ha quedado mejor entrenado, según disminuye. Para el entrenamiento se han utilizado 102 imágenes para cada signo, y para las pruebas en tiempo real 60 configuraciones de cada signo con diferentes personas.

Según los resultados preliminares y estos últimos arreglos, como resultados generales se espera:

a) Una tasa de reconocimiento de aproximadamente un 90% para este proceso de reconocimiento de signos aislado (clasificación mediante PCA).
b) Se pretende que el sistema presente una tasa de reconocimiento gestual (la fusión de PCA para el reconocimiento de signos aislados y HMM para los signos variantes en el tiempo) de al menos 80%.
c) Se espera confeccionar, un sistema de procesamiento en tiempo real capaz de reconocer al menos un 60% del vocabulario de la Lengua de Signos Dominicana.
d) Un sistema robusto frente a los cambios de iluminación.

Iberdiscap

e) Una gran contribución a la línea de investigación de visión computacional que se ha venido desarrollando en nuestra universidad.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Se ha presentado una propuesta de reconocimiento del lenguaje de signos dominicano por medio de visión computacional con el uso de un sistema multi-cámaras y un PC cluster. Se han mencionado algunos de los resultados que ya se han logrado, principalmente en la etapa de extracción de características orientada al reconocimiento gestual. Se ha mostrado la idea de integración de varias técnicas tanto hardware como software en pos de un sistema no-estacionario capaz de segmentar de manera robusta, extraer características discriminantes estáticas y dinámicas, clasificar e interpretar los gestos generados por una persona que gesticule de la lengua de signos dominicana. Los resultados preliminares y los esperados prevén una buena tasa de reconocimiento y cobertura del vocabulario del lenguaje de signos a utilizarse.
Puesto que la técnica de PCA es buena en la compresión de información discriminante, se tiene como trabajo futuro la fusión de nuestro método de extracción de características morfológica con los momentos invariantes Wavelet [15]. Además se pretende hacer pruebas de clasificación mediante redes neuronales [15], se estudiará la posibilidad de implementar métodos de tracking en 3D aunque computacionalmente sean más costosos tal como el de Sundaresan [20], además de la tendencia de segmentación espaciotemporal y de reconocimiento según Alon [21] y finalmente se analizarán los problemas presentados en el reconocimientos continuo con respecto a la transición de los signos (epéntesis) y las ambigüedades que producen las manos según Yang [22].

Referencias

[1] N. Soontranon, S. Aramvith, T.H. Chalidabhongse. Face and hands localization and tracking for sign language recognition, Proceedings IEEE International Symposium on Communications and Information Technology (ISCIT'04), Vol. 2, pp. 1246–1251, 26-29 Oct., 2004.

[2] I. Kakadiaris, D. Metaxas. Model-Based estimation of 3D human Motions, Proceedings IEEE Transactions Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 22, pp. 1453–1459, 2000.

[3] H. Yoshimoto, D. Arita, R. Taniguchi. Real-Time Image Processing on IEEE1394-based PC Cluster, Proceedings 15th International Parallel and Distributed Processing Symposium., pp. 1177-1183, 2001.

[4] E. Blanco. Contribución a la Segmentación en el Espacio de Color HSI. Aplicación al Reconocimiento Gestual, Tesis Doctoral, Departamento de Electrónica, Universidad de Alcalá, Madrid, España, 2008.

[5] E. Blanco, M. Mazo, LM. Bergasa, S. Palazuelos, JM. Rodríguez, C. Losada, J. Martín. Class Separation Improvements in Pixel Classification Using Colour Injection, Sensors Vol. 10, pp. 7803-7842, 2010.

[6] G. Welch, G. Bishop. An Introduction to Kalman Filter, UNC-Chapel Hill, TR 95-041, May 23, 2003.

[7] A. Doucet, N. De Freitas, N. Gordon. Sequential MonteCarlo methods in practice, Springer-Verlag, New York, 2001.

[8] I. Parra, D. Fernández, M.A. Sotelo, M. Marron, M. Gavilan, G. Lacey. Tracking using Particle and Kalman Filters in Hand Washing Quality Assessment System, Proceedings IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing WISP 2007, pp.1 – 6, 3-5 Oct., 2007.

[9] Z. Shaik, V. Asari. A Robust Method for Multiple Face Tracking Using Kalman Filter, Proceedings IEEE 36th Applied Imagery Pattern Recognition Workshop AIPR 2007, 10-12 Oct., pp. 125–130, 2007.

Iberdiscap

[10] E. Blanco, M. Mazo, L.M. Bergasa, J.M. Ascariz. Tracking y Clasificación Gestual para el Reconocimiento del Lenguaje de Signos en Tiempo Real, V Congreso Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (Iberdicap 2008), pp. 365-368, 24-26 Nov. Cartagena, Colombia, 2008.

[11] T.H. Reiss, T.H. The Revised Fundamental Theorem of Moment Invariants, Proceeding IEEE Transactions Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 13, no. 8, August, 1991.

[12] F. Pan, M. Keane. A new set of moment invariants for handwritten numeral recognition, Proc. IEEE Int'l. Conf. Image Processing (ICIP-94), Vol. 1, pp. 154-158, 1994.

[13] M.-K. Hu, Visual pattern recognition by moment invariants, ProceedingsIEEE Transactions on Information Theory, Vol. 8, Issue 2, pp. 179 – 187, Feb., 1962.

[14] J.H. Li, Q. Pan, P.L. Cui, H.C. Zhang, Y.M. Cheng. Image Recognition Based on Invariant Moment in the Projection Space, Proceedings Third International Conference on Machine Learning and Cybernetics, pp. 3606-3610, 2004.

[15] X. Hu, B. Kong, F. Zheng, S. Wang. Image Recognition Based on Wavelet Invariant Moments and Wavelet Neural Networks, International Conference on Information Acquisition (ICIA '07), pp. 275 – 279, 8-11 July 2007.

[16] H. Brashear, T. Starner, P. Lukowicz, H. Junker. Using Multiple Sensors for Mobile Sign Language Recognition, Proceedings 7th IEEE International Symposium on Wearable Computers 2003.

[17] M. Hiraldo, E. Blanco, V. Del Rosario, G. Castillo, E. Letelier. Transformación del Espacio de Color RGB al HSI por medio del Espacio YC1C2. Análisis de Eficiencia en el Tiempo de Procesamiento, VI Congreso Interdisciplinario de Investigación Científica (VICIC, 2010), Santo Domingo, Rep. Dom., 10 y 11 de junio del 2010.

[18] V. Del Rosario, E. Blanco M. Hiraldo, G. Castillo y E. Letelier, Función de Iluminación Artificial para el Procesamiento de Secuencia de Imágenes, VI Congreso Interdisciplinario de Investigación Científica (VICIC, 2010), Santo Domingo, Rep. Dom., 10 y 11 de junio del 2010.

[19] J.-C. Terrillon, M. David, S. Akamatsu. Detection of human faces in complex scene images by use of a skin color model and of invariant Fourier-Mellin moments, Proceedings 14th International Conference Pattern Recognition, Vol. 2, pp. 1350–1355, 16–20 Aug. 1998.

[20] A. Sundaresan, R. Chellappa. Multicamera Tracking of Articulated Human Motion Using Shape and Motion Cues, IEEE Transactions on Image Processing, Vol. 18 (9), pp. 2114 – 2126, 2009.

[21] J. Alon, V. Athitsos, Q. Yuan; S. Sclaroff. A Unified Framework for Gesture Recognition and Spatiotemporal Gesture Segmentation, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 31 (9), 2009.

[22] R. Yang, S. Sarkar, B. Loeding. Handling Movement Epenthesis and Hand Segmentation Ambiguities in Continuous Sign Language Recognition Using Nested Dynamic Programming, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 32 (3), pp. 462 – 477, 2010.

Iberdiscap

Iberdiscap

Sistema maquete tátil/mapavox: tecnologia de baixo custo para a elaboração de documentos cartográficos táteis para pessoas com deficiência visual

Sílvia Elena Ventorini[1], Maria Isabel Castreghini de Freitas[2], Camila Fonseca Silva[3], Lívia Cunha Agostini[3]

[1]Departamento de Geografia - DEGEO – UFSJ - Campus Tancredo Neves [CTAN] Av. Visconde do Rio Preto, s/n Colônia do Bengo – São João Del Rei – MG –CEP 36.300-000. Fone: 0055 [32] 3373-3974. sventorini@ufsj.edu.br

[2]Departamento de Planejamento Territorial e Geoprocessamento – DEPLAN -IGCE – UNESP. Rua 24 A, 1515, Bela Vista Rio Claro,SP, Brasil – Cx postal 178- Fone: 0055 [19] 3524-9622. ifreitas@rc.unesp.br

[3]Escola Estadual Garcia de Lima

RESUMO

Objetivo deste artigo é relatar a experiência adquirida no desenvolvimento e aperfeiçoamento do Sistema Maquete Tátil/Mapavox. Este sistema é composto por uma trama de microchaves, um software e maquetes, jogos e mapas táteis.O sistema foi desenvolvido por pesquisadores da UNESP e da UFRJ, duas importantes universidades brasileiras, com o objetivo de utilizar tecnologia de baixo custo na inserção e disponibilização de informações sonoras em conjuntos didáticos táteis para pessoas cegas. A qualidade do material foi avaliado por alunos cegos e de baixa visão.Os resultados indicam a viabilidade deste sistema para aumentar a quantidade de informações em conjuntos didáticos sem saturá-los.Além, disso, indicou ser amigável e por isso pode ser construído pelo professor do ensino básico, juntamente com seus alunos. Atualmente a tecnologia do Sistema está sendo transferida para UFSJ, outra universidade importante do Brasil, para ser utilizada em maquetes representando áreas turísticas do município de São João del-Rei –MG.

Palavras-chave:tecnologia de baixo custo, deficiência visual, documentos cartográficos táteis

1. Maquete Tátil/Mapavox: início da trajetória

Ao consultar a literatura especializada constata-se a amplitude da terminologia deficiência visual. O termo refere-se às pessoas com baixa visão, que perderam a visão na idade adulta ou na infância, que nasceram cegas, que enxergam vultos ou sombras ou distinguem apenas a claridade. Nossa atitude diante dessas pessoas não deve ser limitada a categorização, mas de relacionarmos com a pluralidade do organismo humano [1].

A ausência total ou parcial da visão é uma deficiência sensorial que prejudica a coleta de informações pelo sistema visual. As pessoas com deficiência visual utilizam os demais sistemas sensoriais, o tato, a audição, o olfato e o paladar, juntamente com os processos psíquicos superior para conhecer e reconhecer o mundo [2].

Com o início das políticas educacionais direcionadas aos alunos cegos começa-se também o desenvolvimento de material didático tátil que contribua para que estes educandos ampliem seus

iberfisicap

conhecimentos sobre o espaço geográfico. Inicialmente, pais, professores, alunos e voluntários desenvolviam mapas, maquetes, globos etc. táteis, posteriormente, a construção deste material tornou-se objeto de estudo de muitos pesquisadores [3,4]. Assim surge dentro da Cartografia uma área especifica denominada Cartografia Tátil.A Cartografia Tátil tem como objetivo principal pesquisar procedimentos metodológicos de construção e utilização de documentos cartográficos táteis. Seu público alvo são pessoas cegas e/ou com baixa visão.

Segundo Tatham [5] os mapas e diagramas táteis já têm histórico significativo, principalmente, nas escolas de educação especial. Há indícios de que os primeiros mapas em relevo da Escola de Weissenburg [Baviera] foram elaborados, em meados do século XIX, pelos próprios alunos.Já Huertas; Ochaíta e Espinosa [6], destacam que a primeira experiência cientifica com desenho de mapas táteis foi realizada por Samuel Gridley, da escola de Perkins para cegos. Em 1837, Gridley publicou um Atlas tátil dos EUA. Outra autora importante é Clara Pratt que, em 1937, pública o livro "Geography Pratical", no qual sugere atividades para ensinar geografia a alunos cegos.

No Brasil até o final da década de 1980, não existia indícios significativos de pesquisas sobre Cartografia Tátil. No âmbito internacional, no entanto, muitos trabalhos na área já estavam publicados, sendo o tema pesquisado há mais de quatro décadas. Em nosso país, a primeira tese de doutorado na temática, cujo título é *Cartografia e o Deficiente Visual: uma avaliação das etapas e uso do mapa,* foi apresentada na Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas da Universidade de São Paulo por Vasconcellos [7]. Este trabalho contribuiu, significativamente, para a disseminação da Cartografia Tátil no meio acadêmico nacional e incentivou geógrafos e cartógrafos a pesquisarem a temática.

Atualmente, estudiosos de diversos países têm como objetivo principal de suas pesquisas desenvolverem procedimentos metodológicos de construção e utilização de material cartográfico que possam ser utilizados em aulas integradas com a participação de alunos cegos, de baixa visão e normovisuais[1]. Além disso, muitos pesquisadores, como Wiedel e Groves [8,9], Warren [10,11]Ochaita [12], Ochaita e Espinosa [2] Ungar [13,14], Ventorini [3,4] Ventorini e Freitas [15, 16, 17], Ventorini et al. [18,19,20,21, 22] dentre outros buscam também compreender quais mecanismos os sujeitos cegos utilizam para conhecer o espaço e como podem se beneficiar das informações disponíveis em documentos cartográficos táteis para ampliarem seus conhecimentos geográficos.

Os avanços tecnológicos revolucionaram os métodos e técnicas de elaboração de documentos cartográficos. Na área da Cartografia Tátil constatou-se que as pesquisas internacionais divulgam resultados importantes sobre o uso de tecnologia para a inserção de sons em documentos cartográficos táteis, bem como o uso de recursos sonoros amplia a qualidade e quantidade das informações disponibilizadas em mapas táteis para pessoas cegas. Dentre estes produtos destaca-se o *Nomad Mentor, Talking Tactile Tablet (TTT), Blind Audio Tactile Mapping System (BATS)*e o *SVGMapping.* Estes produtos são compostos por um software de síntese de voz, uma mesa digitalizadora e kits incluindo mapas e gráficos táteis. Os mapas e gráficos são colocados sobre uma mesa digitalizadora conectada a um computador equipado com softwares que acompanham estes produtos, permitindo ao usuário programar a inserção e emissão de informações sonoras sobre mapas e gráficos táteis. No entanto, por meio de investigação teórica constatou-se a inviabilidade da importação desta tecnologia devido ao custo elevado, assim como a ausência de programas que emitem informações sonoras no idioma Português. Este último fato foi determinante na indicação que tal material não se adequava à realidade do Brasil.

Com o intuito de desenvolver tecnologia de baixo custo que permitisse inserir informações sonoras em

[1]O termo normovisual é utilizado para designar pessoas sem dificuldades visuais significativas.

maquetes táteis, formou-se uma parceria[2] entre pesquisadores do Centro de Analise e Planejamento Ambiental – CEAPLA – UNESP – Campus de Rio Claro e do Núcleo de Computação Eletrônica – NCE – UFRJ. Estes pesquisadores desenvolveram o Sistema Maquete Tátil/Mapavox.Este sistema é composto por uma trama de microchaves, o software Mapavox e conjuntos didáticos táteis. A trama e o software possibilitam a inserção e disponibilização de informações sonoras em maquetes táteis.A inovação deste sistema consiste, principalmente, nos métodos de inserção de informações sonoras, na facilidade de operação do *software* Mapavox, nos métodos simples e eficientes de construção e inserção dos circuitos sonoros nas maquetes e no baixo custo da tecnologia empregada. Apesar destas vantagensos produtos gerados têmsido aprimoradoscom o intuito de diversificar seu uso, assim como, torná-lo mais amigável. Dentre estes, destacam-se mudanças de materiais empregados na construção da trama de microchaves, compatibilidade do software e ampliação de uso, além de transferência de tecnologia para a Universidade Federal de São João del –Rei – UFSJ – Campus Tancredo Neves por meio do projeto *Cartografia Tátil e Sistema MAPAVOX: proposta de construção de maquete tátil do Centro histórico de São João del- Rei*[3] cujo objetivo é desenvolver maquetes sonoras de locais turísticos do município de São João del –Rei –MG.

Desde o início da trajetória de pesquisa com o referido Sistema houve divisão de tarefas com o intuito de permitir a equipe trabalhar em frentes diferentes. O constante acompanhamento dos avanços e das dificuldades encontradas, foi realizado por meio de encontros semanais, videoconferências e workshops. Uma parte da equipe dedicou-se a tornar o programa Mapavox mais amigável, outros no aperfeiçoamento da trama de microchaves e os demais participantes dedicaram-se especificamente ao estudo e criação de mapas e jogos táteis cuja qualidade foi avaliada por alunos cegos e de baixa visão. As etapas de trabalho envolveram pesquisa bibliográfica e metodológica, elaboração e aplicação de aulas práticas de construção de material e programação computacional, avaliação da qualidade dos produtos gerados por sujeitos cegos e de baixa visão, organização de grupo de discussão para avaliar os avanços e as dificuldades na produção do material didático tátil e transferência de tecnologia para UFSJ para elaboração de maquetes sonoras de locais turísticos [22]. Desta forma o objetivo deste artigo é relatar parte desta experiência.

2. Aprimoramento do Mapavox

O programa Mapavox sempre foi compatível com o Windows 95 ou superior e possibilitou inserir e disponibilizar informações sonoras integradas com maquetes táteis munidas da trama de micro-chaves. As informações sonoras podem ser efeitos sonoros da natureza, área urbana, vozes sintetizadas, vozes gravadas pelo usuário, entre outros. O programa de gravador do Windows é um recurso barato e de fácil acesso e sempre foi o mais utilizado na gravação e montagem de efeitos sonoros para serem inseridos e disponibilizados no programa [3].

A trama de microchaves é conectada ao computador por meio da porta paralela(LPT), porém este procedimento de conexão apresentou incompatibilidade com os diversos computadores disponibilizados no mercado. Pesquisas realizadas pelo professor José Antonio dos Santos Borges no Núcleo de Computação Eletrônica (NCE)indicaram que as portas paralelas dos computadores de última geração possuem um

[2] Por meio desta parceria foram desenvolvidos três projetos: **Integração de Cartografia Tátil e o Sistema DOSVOX na Geração de Maquetes**, realizado de março de 2003 a dezembro de 2004. Órgãos de fomento: FAPESP e FUNDUNESP, **Construindo e aprimorando material didático tátil e sonoro visando a integração de cegos no ensino fundamental.** Realizado de março 2005 a julho de 2008, Órgão de fomento: FAPESP e **Cartografia Tátil e Mapavox: uma alternativa na construção de mapas e jogos táteis** - Órgão de fomento: PROEX. Todos sob a coordenação da Profa Dra Maria Isabel C. de Freitas – Unesp – Campus de Rio Claro.

[3] Este projeto foi iniciado em junho de 2010 e é coordenado pela profa doutoranda Silvia Elena Ventorini do Departamento de Geografia - DEGEO da Universidade Federal de São João del -Rei -UFSJ e recebe o apoio financeiro da Fundação de Amparo as Pesquisas do Estado de Minas Gerais - FAPEMG por meio de duas bolsas de iniciação científica na categoria Junior.

iberdisc.org.br

sistema de proteção que não permite que o programa Mapavox localize a trama de microchaves. Devido a este fato, foi necessário avaliar a compatibilidade com os diversos hardwares disponibilizados em computadores de marcas distintas. A avaliação ocorreu por meio da instalação do software em, aproximadamente, 40 computadores.

Durante esta avaliação constatou-se a necessidade de reformulação completa das rotinas de tratamento da porta paralela, e a adoção de uma biblioteca específica (DLL), capaz de tratar as diversas nuances existentes entre os distintos fabricantes de placas mãe e de interfaces para impressora. A reformulação da rotina tornou o programa compatível com todas as versões de hardwares. Deve-se ressaltar também que os computadores atualmente vêm equipados com novas portas denominadas USB (Universal Serial Bus) para a comunicação do tipo serial para periférico externo e o desafio da equipe, atualmente, é conectar a trama de microchaves por meio de portas USB.

Outra limitação do Mapavox consistia na inserção e emissão de apenas uma informação sonora por cada microchave e a não inserção e apresentação de imagens. A única função exercida pelas micro-chaves era o acionamento do comando necessário para a emissão de uma determinada informação sonora. Para ampliar as funções do Mapavox, o professor Borges desenvolveu uma nova versão que permite a inserção e disponibilização de imagens juntamente com os recursos sonoros e a inserção e disponibilização de mais de uma informação sonora por microchaves. Nesta nova versão as microchaves, quando pressionadas, podem ativar as funções necessárias para a exibição de imagens e/ ou sons. Além disso, alguns testes vêm sendo realizados com a inserção e exibição de filmes de curta duração. O objetivo da inserção de imagens e filmes é tornar o programa adequado às pessoas surdas. A figura1 ilustra a tela de abertura do programa, assim como suas funções.

Figura 1: Tela de abertura do programa Mapavox

A trama de microchaves também foi reformulada com o objetivo de tornar sua elaboração acessível aos professores do Ensino Básico, bem como utilizá-la em jogos e mapas táteis, como descritos a seguir.

3.Desenvolvimento de novas micro-chaves

A trama de microchaves foi desenvolvida pelo professor Diogo Fugio Takano do NCE/ UFRJ. Os materiais utilizados, inicialmente, em sua construção eram fios *wire wrap*, cabo para impressora, DB25 para porta paralela e microchaves de referência 095 e 125. Esses dois tipos de microchaves se diferem apenas nos tamanhos dos pinos, a de referência 0,95 possui um pino de 0,5cm e a de referência 125 um pino de 1cm [3]. Os testes realizados com as maquetes indicam que estes modelos de microchaves possuem pouca

durabilidade. Quando os conjuntos são manipulados com freqüência, como por exemplo em eventos científicos/culturais ou em salas de aulas de escolas regulares há a necessidade de constante troca de microchaves, que se desgastam, rapidamente. Observou-se que a cada apresentação eram danificadas, aproximadamente, 10% das microchaves necessitavam ser trocadas. Por isso, a equipe buscou desenvolver modelos com maior durabilidade e que melhorassem a qualidade da trama. Outro problema consistia na quantidade de solda utilizada na construção da trama, o que impossibilitava ao professor desenvolver todas as etapas de construção do Sistema Maquete Tátil/Mapavox com seus alunos, devido aos riscos de acidente produzido pelo material utilizado na soldagem.

O número máximo de micro-chaves a trama é 32. Isto ocorre porque são utilizados 4 fios de entrada e 8 fios de saída. Em cada fio de saída devem ser soldadas no máximo quatro microchaves, atribuindo a seguinte ordem para as microchaves: 1ª, 2ª, 3ª e 4ª (figura 2). Posteriormente, um fio de entrada deve ser soldado em todas as microchaves nas quais foram atribuídas a 1ª ordem, o outro em todas a 2ª, assim por diante. O esquema da trama de micro-chaves, soldados os fios de entrada e saída, está representado na figura 3. Depois da trama pronta, soldam-se os fios de saída e os de entrada em um DB25 macho. É por meio deste conector que a maquete é conectada, através da porta paralela, a um computador. O processo de conexão é o mesmo utilizado para conectar impressoras [3]. A figura 4 ilustra este conector.

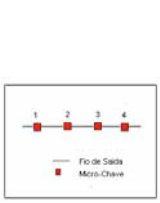


Figura2: Ordem que deve ser atribuída as microchaves
Fonte: Ventorini [2]

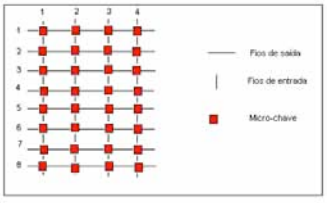


Figura 3: Esquema da trama de micro-chaves p maquetes sonoras
Fonte: Ventorini [2]

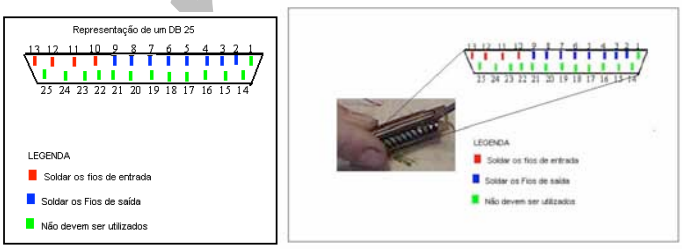


Figura 4: Esquema de soldagem dos fios no DB 25
Fonte: Ventorini [2]

Para resolver os problemas expostos desenvolveu-se um modelo de microchave acionada por conectores RCA e aprimorou-se a trama, diminuindo sua quantidade de microchaves e aumentando sua função. Nesta nova trama cada microchave pode acionar até quatro informações sonoras distintas e gravadas no Mapavox. Adotou-se conectores RCA Macho e Fêmea e placas de alumínio para a elaboração das microchaves.

Para construir uma microchave é necessário cortar três quadrados de, aproximadamente, 2x2 cm, de alumínio. Depois, em um destes quadradosrealizam-se dois pequenos cortes no centro. Desencapa-se parte do fio de um conector RCA e o prende no alumínio.Posteriormente, coloca-se o quadrado de

alumínio com o fio entre os outros dois quadrados, deixando um dos lados com a parte desencapada do fioexposta. Revestem-se, as bordas da microchave com fita isolante, para protegê-la. Os fios são soldados no DB 25, como descrito anteriormente e como ilustrado pelas figuras 2, 3 e 4. A figura 5 ilustra a sequência descrita e a figura 6 a trama pronta.

Figura 5: Seqüência de construção de uma microchave
Fonte: Freitas et al. [23]

Figura 6: Trama pronta
Fonte: Freitas et al. [23]

A qualidade dos avanços realizados na trama de microchaves e no programa Mapavox foi avaliada por meio de mapas e jogos táteis. Neste trabalho optou-se por relatar a pesquisa com mapas táteis desenvolvida para o Trabalho de Conclusão de Curso [TCC] de Juliaz [24]. Nesta pesquisa foi elaborada a coletânea de mapas táteis denominada *Coletânea de Mapas Multisensoriais Brasil – África*, composta por mapas com os temas: Mapa do Brasil e da África no Mundo [1 mapa na escala 1: 100 000 000]; Mapa das Rotas do Tráfico Negreiro [1 mapa - 1: 35 000 000];Mapa dos Estados Brasileiros [1 mapa - 1: 17 000.000];Mapas da Localização do Quilombo dos Palmares (conjunto de 3 mapas - 1: 35 000 000);Mapa do Brasil e dos Países Africanos de Língua Portuguesa (1 mapa- 1: 17 000.000).

4. Material Cartográfico gerado

A elaboração da coletâneaé resultado das diferentes experiências da equipe da Unesp, na qual os pesquisadores e estagiários buscaram não só realizar os testes de material e metodologia de aplicação em sala de aula, mas também ampliar e diversificar o conteúdo abordado, destacando aspectos das relações entre Brasil e África. Na elaboração dos mapas táteis adotou-se as seguintes etapas: decalque dos mapas dos Atlas originais para papel vegetal,transferência do avesso dos mapas do papel vegetal para as folhas de alumínio, elaboração de molduras para os mapas de alumínio em placas de E.V.A., para proteger as partes cortantes do alumínio, que são perigosas para o manuseio, elaboração de símbolos e objetos ilustrativos e legenda com pedaços de material, como velcro, E.V.A e papelão e com informações escritas em braille e em escrita convencional. Neste mapa utilizou a trama de microchaves aperfeiçoada pela equipe [23, 24].

Como exemplo, relata-se a experiência obtida com o mapa representando as Rotas do Tráfico Negreiro, por esta sintetizar os resultados e análises da Coletânea.O mapa foi elaborado em alumínio, porém dotado de fendas para representar as rotas percorridas pelos navios negreiros. Deve-se salientar que, por ser o alumínio um material cortante, as bordas destas fendas foram revestidas com fita isolante, que além de garantir uma exploração segura também permite maior destaque às rotas.Os locais de saída e chegada

iberbiscap

dos navios negreiros foram demarcados com números. Estes números foram utilizados como símbolos para a elaboração da legenda em escrita convencional e em braille. Além disso, construiu-se uma trama composta por seis microchaves para a inserção de informações sonoras no mapa, que se referem a localização de saída e chegada dos navios negreiros e uma micro-chave para a legenda[23, 24].

Durante as atividades práticas em sala de aula, constatou-se a importância de legendas sucintas e da utilização de sons para não tornar a exploração do documento cartográfico cansativa. Tal procedimento deve ser aplicado principalmente para o aluno cego, que para efetuar a leitura do mapa necessita tirar a mão de sua área útil para ler a legenda, o que pode ser um fator que compromete a sua adequada leitura. Deve-se salientar a importância de estimular os alunos a buscar na legenda informações sobre a área explorada no mapa, mesmo em mapas que possuem recursos sonoros. Os recursos sonoros devem ser utilizados para complementar as informações disponibilizadas na legenda e não para substituí-las. A substituição da legenda por recursos sonoros pode gerar nos alunos falhas na leitura de mapas, pois ao se depararem com um mapa tátil sem recursos sonoros podem não saber como buscar as informações na legenda, necessárias para a leitura e compreensão do tema representado no mapa[23, 24].

No mapa temático tátil das Rotas do Tráfico Negreiro constatou-se que a utilização de miniaturas representando os navios negreiros contribuiu para que os alunos cegos entendessem as relações de distância entre os dois continentes, dependendo do ponto de partida e chegada de cada navio. Desta forma, identificaram a rota mais curta e a mais longa realizada pelos navios (figuras 7, 8 e 9).A nova trama de microchaves mostrou-se ser resistente e adequada para este tipo de material, aumentando a durabilidade do conjunto. A inserção e emissão de mais informações sonoras, estimularam os educandos a explorar mais o material e contribuiu para não tornar esta exploração cansativa, o que normalmente ocorre quando há a disponibilização de muitas informações em conjuntos didáticos.

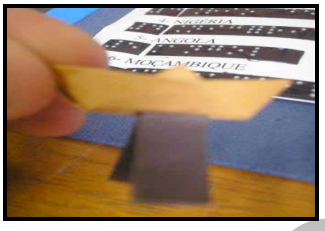


Figura 7: Miniatura de barco e seu dispositivo inferior de encaixe na fenda

Figura 8: Miniaturas encaixadas nas fendas do mapa

Figura 9: Avaliação da qualidade do material

Fonte: Juliaz [24]

5. Transferência de tecnologia para a Universidade Federal de São João del –Rei – UFSJ – Campus Tancredo

Por meio do desenvolvimento do projeto *Cartografia Tátil e Sistema Mapavox: proposta de construção de maquete tátil do Centro Histórico de São João del-Rei – MG*cujo objetivo é desenvolver maquetes sonoras de locais turísticos do município de São João del –Rei –MG, está ocorrendo a transferência de tecnologia do sistema Maquete Tátil/Mapavox da UNESP – Rio Claro – SP para a UFSJ - CTan.O trabalho é desenvolvido no Laboratório de Cartografia, Geoprocessamento, Sensoriamento Remoto e Ensino – LABCAR da UFSJ.

Nesta pesquisa estão em fase de desenvolvimento duas maquetes táteis munida de recursos sonoros: Uma representa o Teatro Municipal de São João del- Rei e a outra a Estação Ferroviária da Estrada Oeste de Minas - São João del-Rei, ambos pontos turísticos importantes do município.Para a escolha

adequada do material e dos procedimentos adotados para a construção das maquetes, foram elaborados dois modelos.O material utilizado nos modelos é: planta base de São João del-Rei –MG, na escala de 1:2000, folha 5760-6620 (3), elaborada pela Companhia Energética de Minas Gerais – (CEMIG), placas de isopor de 0,5 cm feltro, artefatos de flores de plástico, papel cartão, papel carbono, papel vegetal, cola e material de escritório em geral e o Sistema Maquete Tátil/Mapavox. As etapas de elaboração do conjunto são: oficinas para os bolsistas abordando conceitos cartográficos, tipos de materiais que devem ser ou não utilizados em conjuntos didáticos táteis e considerações sobre as necessidades e habilidades das pessoas cegas; pesquisa sobre os pontos do Centro Histórico de São João Del-rei considerados importantes pelos moradores; digitalização de parte da planta base para elaborar o mapa da área a ser representado na maquete e elaboração das maquetes. Esta em fase de elaboração as maquetes com recursos sonoros.

Espera-se obter como resultado da referida pesquisa a ampliação do uso do Sistema Maquete Tátil/Mapavox, que até o momento ainda não foi utilizado para fornecer informações que auxiliem pessoas cegas a conhecerem, orientar-se e deslocar-se em ambientes turísticos.

A experiência com o Sistema Maquete Tátil/Mapavox tem indicado a viabilidade de uso de sua tecnologia na produção de material didático tátil de baixo custo: maquetes, mapas e jogos. Além disso,indica ser adequado ao uso do tato e às limitações de visão, provendo-o com recursos sonoros para ampliar a percepção e aprendizado dos alunos com necessidades educacionais especiais. As modificações no Sistema foram realizadas na perspectiva de oferecer ao professor condições para desenvolver seu próprio material tátil, com adequações para pessoas com ou sem limitações visuais. As análises dos resultados indicam que os pesquisadores obtiveram êxito em tornar o sistema amigável.

Referências Bibliográficas

[1] M.I. Freire. A apreciação da dança pelas pessoas não-visuais: uma análise preliminar. In: M. R. Lisbôa, S. W. Maluf**Gênero, cultura e poder**. Santa Catarina: Ed. Mulheres, 2004.

[2] E. Ochaíta,M. A. Espinosa. Desenvolvimento e intervenção educativa nas crianças cegas ou deficientes visuais. In. C. Coll,A. Marchesi, J. Palácios& Colaboradores. **Desenvolvimento Psicológico e Educação:** transtornos de desenvolvimento e necessidades educativas especiais. v.3, 2. ed. São Paulo: Ed. Artmed.., 2004.

[3] S. E. Ventorini.**A experiência como fator determinante na representação espacial do deficiente visual.** 2007. Dissertação[Mestrado em Geografia]. Instituto de Geociências e Ciências Exatas. Universidade Estadual Paulista, v.2, Rio Claro, 2007

[4]S. E. Ventorini.**A experiência como fator determinante na representação espacial do deficiente visual.** São Paulo: Ed. UNESP, 2009.

[5]A. F. Tatham. Cómo confeccionar mapas y diagramas em relieve**. Los Ciegosem el Mundo**. Madrid: Unian Munidal de Ciegos. p. 30-34, 1993.

[6] J. A. Huertas, E. Ochaíta, A. M. Espinos. Mobilidade y Conocimiento Espacial en Ausência de la Vision. In. A.Rosa, E. Ochaíta. [org]. **Psicologia de la Cegueira**. Madrid: Alianza Editorial, 1993.

[7] R. A. Vasconcellos.**Cartografia e o deficiente visual:** uma avaliação das etapas e uso do mapa. Tese [Doutorado em Geografia] - Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas da Universidade de São Paulo, 2 volumes, 1993.

[8] J. W. Wiedel, P.Groves. **Tactual mapping: design, reproduction, reading and interpretation**. College Park: University of Maryland. 1972.

[9] J. W. Wiedel, P.Groves. Tactual mapping: design, reproduction, reading and interpretation. **Occasional Papers in Geography**. University of Maryland, n 2, mach 1972.

ibero

[10] D.H. Warren. **Blindness and early childhood development**. American Foundation for the Blind, New York, 1977.

[11]D.H. Warren. **Bindness and children:** an individual differences Approach. Cambridge University Press. Cambridge, USA, 1994.

[12] E. Ochaíta. Ceguera y dessarrollo psicológico. In**.** A. Rosa, E. Ochaíta[Org]. **Psicologia de la Cegueira**. Madrid: Alianza Editorial, 1993.

[13] S. Ungar. Blind and visually impaired people using tactile maps. **Cartographie Perspectives**, Issue, p 4-12. 1988

[14] S. Ungar. Cognitive Mapping without Visual Experience. InKITCHIN, R.; FREUNDSCHUH, S. [ed]**Cognitive Mapping: Past Present and Future**. London: Routledge, 2000. <www.psy.surrey.ac> Acessado em 10 de dez. de 2006.

[15] S. E. Ventorini, M. I. C. Freitas. Cartografia Tátil: Elaboração de Material Didático de Geografia para Portadores de deficiência Visuais In: I Simpósio Ibero Americano de Cartografia para Criança, 2002, Rio de Janeiro/RJ. **Anais do I Simpósio Ibero Americano de Cartografia para Criança**. Rio de Janeiro: SBC, 2002. v.1.

[16] S. E. Ventorini, M. I. C. Freitas. Pesquisa e Perspectiva na Alfabetização Cartográfica de Alunos Cegos e com Visão Subnormal. **Geo UERJ**. , v.CDROM, p.1 - 10, 2003.

[17] S. E. Ventorini, M. I. C. Freitas. Cartografia Tátil: Pesquisa e Perspectiva no Desenvolvimento de material Didático Tátil In: XXI Congresso Brasileiro de Cartografia, 2003, Belo Horizonte. **XXI Congresso Brasileiro de Cartografia**. , 2003.

[18] S. E. Ventorini et. al. Elaboração de Maquetes Sonoras por alunos do Ensino Fundamental In: Iberdiscap, 2006, Vitória - ES. **IV Congresso Iberoamericano sobre tecnologias de apoyo a la discapacidad**. , 2006. v.II. p.CO-119 - CO- 123

[19] S. E. Ventorini et. al. Programa Mapavox: Uma Alternativa para a Inserção de Informações Sonoras em Maquetes Táteis In: **Simposium Iberoamericano de Educación, Cibernética e Informática**: SIECI 2005, Flórida, pp. 1-10.

[20] S. E. Ventorini et. al. Desenvolvimento de Maquete Sonora para Transmissão de Conceitos Geográficos e Cartográficos Para Alunos Deficientes Visuais In: X Encontro de Geógrafos da América Latina : Por uma Geografia Latino- Americana: do labirinto da solidão ao espaço da solidariedade, 2005, Rio Claro - SP.**X Encontro de Geógrafos da América Latina : Por uma Geografia Latino- Americana: do labirinto da solidão ao espaço da solidariedade**. , 2005, pp. 1-10.

[21] S. E. Ventorini et. al. Cartografia Tátil e Recursos Sonoros: A experiência com alunos deficientes visuais e normo-visuais In: XXIII Congresso Brasileiro de Cartografia, 2007, Rio de Janeiro. **Cartografia como instrumento de preservação da integridade nacional**. , 2007. v.23. p.2489 – 2497.

[22] S. E. Ventorini et. al. Reflexões sobre a aquisição de conceitos geográficos e cartográficos por alunos deficientes visuais In: 9º Encontro Nacional de Prática de Ensino de Geografia, 2007, Niteroi. **Mundo Contemporâneo e práxis educativas e ensino de geografia**, 2007. pp.1 – 15.

[22] M. I. C. Freitas, S. E. Ventorini.Cartografia Tátil, dispositivos sonoros e aulas inclusivas: a experiência com o Mapavox. In R.D Almeida [org.] **Novos rumos da cartografia escolar: currículo, linguagem e tecnologia.** São Paulo: Editora Contexto, 2011 [fase final de editoração].

[23] M. I. C. Freitas. **Construindo e aprimorando material didático tátil e sonoro visando a integração de cegos no ensino fundamental.** Relatório de Pesquisa Fapesp, 2008, pp. 149.

[24] P. C. S. Juliaz, Cartografia tátil e didática multisensorial:uma construção diferenciada de mapas sobre a África e sua influência no Brasil. Trabalho de Conclusão de Curso [Bacharel em Geografia] Unesp: Rio Claro, 2010, pp. 75.

Iberdiscap

Iberdiscap

Revisão crítica das ortóteses activas para membros inferiores

F. Barroso[1], A. Frizera[2], C. Santos[1], R. Ceres[2]

[1]Universidade do Minho: Universidade do Minho, Gualtar, Braga, Portugal.
[2]Grupo de Bioingenieria, Consejo Superior de Investigaciones Científicas. Crta Campo Real km 0,200. Arganda del Rey, Madrid – España.

Resumo

O número de pessoas com disfunções nos membros inferiores está a aumentar cada vez mais. Essas pessoas podem beneficiar de dispositivos de reabilitação ou restabelecimento do normal andamento humano, neste caso ortóteses ou exosqueletos.

O objectivo deste artigo é fazer a revisão do estado da arte em ortóteses e exosqueletos dos membros inferiores. São abordados três tipos principais de ortóteses dos membros inferiores: AFOs, KAFOs e HKAFOs.

Estamos numa fase cada vez mais favorável à área dos exosqueletos. Os recentes avanços nos actuadores, sensores, materiais e baterias têm dado nova esperança à criação dos exosqueletos, que podem passar da ficção científica à realidade. Prevê-se que a comercialização de exosqueletos para estes fins esteja para breve. Apenas alguns problemas têm que ser resolvidos, sobretudo a diminuição do peso e tamanho destes dispositivos, para que se possam tornar portáteis.

Palavras-chave: ortótese, exosqueleto, marcha humana.

1. Introdução

Aproximadamente 860000 americanos usam uma ortótese para os membros inferiores (1). Só nos Estados Unidos da América, aproximadamente 6,7 milhões de pessoas podem beneficiar de ortóteses para os membros inferiores devido a efeitos de pancadas, Síndrome pós-Polio, Esclerose Múltipla, danos na espinal medula, paralisia cerebral, entre outros (2). Por isso, as investigações sobre ortóteses e exosqueletos dos membros inferiores são cada vez maiores, com o objectivo de se proporcionar um melhor nível de vida a estas pessoas. Num futuro próximo, a necessidade de dispositivos robóticos de assistência irá aumentar. Durante a década de 50, apenas 4.9% da população mundial se situava na faixa etária acima dos 65 anos. Hoje, cerca de 20% da população mundial encontra-se nessa faixa etária e prevê-se que ultrapasse os 35% em 2050. Esta variação demográfica irá impor uma maior sobrecarga em termos de cuidados de saúde para tratarem os riscos associados ao envelhecimento. Soluções robóticas ajudarão a resolver a maioria destas questões e permitir que os idosos recuperem a sua independência, mantendo o estilo de vida. Os benefícios destes sistemas robóticos são imensos (3).

As ortóteses e os exosqueletos podem ser definidos como dispositivos mecânicos que são encaixados no paciente e se ajustam ao corpo, trabalhando de acordo com os movimentos do paciente. Em geral, o termo 'exosqueleto' é usado para descrever um dispositivo que aumenta o desempenho do utilizador, enquanto o termo 'ortótese' é tipicamente usado para descrever um dispositivo usado para dar

iberoiscap

assistência a pessoas com patologias associadas aos membros. Os exosqueletos actuais têm incluídas estruturas mecânicas, actuadores associados, componentes visco-elásticos, sensores e elementos de controlo (4).

Enquanto o principal objectivo de um exosqueleto é proporcionar força e resistência, cientistas e engenheiros por todo o mundo estão a construir exosqueletos para cumprirem diversos objectivos diferentes (5)(4). Os exosqueletos podem ajudar pacientes com distúrbios neurológicos a melhorar o seu desempenho motor, proporcionando tarefas específicas. Podem também ajudar os fisiologistas a melhor entenderem o funcionamento do corpo humano através da aplicação de novas perturbações experimentais (6)(7).

As ortóteses podem dividir-se em dois tipos de categorias: passivas e activas.As ortóteses passivas servem para imobilizar ou limitar a actividade de uma ou mais articulações. Normalmente, posicionam e mantêm o alinhamento correcto das articulações, sobretudo em crianças em fase de desenvolvimento; também auxiliam na prevenção do aparecimento de deformidades que se podem desenvolver devido a uma série de factores como por exemplo o posicionamento inadequado dos membros superiores, desequilíbrio muscular e hipertonia. Os seus componentes simplesmente bloqueiam ou desbloqueiam as juntas da ortótese. As ortóteses passivas concebidas actualmente são na sua maioria constituídas por metais e por plástico. O plástico é cada vez mais utilizado devido ao baixo peso e também devido ao seu aspecto ser esteticamente mais agradável. Algumas ortóteses passivas possuem bloqueadores na zona das juntas para permitir o seu desbloqueio quando necessário. Por exemplo, na junta do joelho, pode desactivar-se o bloqueio e assim o paciente consegue sentar-se normalmente, tal como está representado na figura 1-a).O termo 'ortótese activa' é usado tipicamente para descrever um dispositivo desenvolvido para aumentar a habilidade ambulatória de uma pessoa que sofre de uma patologia da perna providenciando meios que aumentam a potência em uma ou mais juntas dos membros inferiores, como por exemplo a ortótese representada na figura 1-b). Isto inclui tanto a adição como a dissipação de potência, bem como a libertação controlada de energia armazenada em molas durante as fases da marcha humana. Ao contrário das ortóteses passivas, as ortóteses activas têm o potencial de controlar activamente as juntas dos dispositivos. Adicionalmente, estes dispositivos podem ter potencial terapêutico, além da assistência que é dada em simultâneo, uma propriedade extremamente desejada em reabilitação (2).

As primeiras ortóteses activas eram essencialmente suportes padrão modificados para fornecer algum tipo de assistência activa. A primeira referência a tal dispositivo que foi encontrado é uma patente E.U. de 1935, representada na figura 2-c)(8). O dispositivo era essencialmente um suporte para a perna,que permitia movimento no joelho. A manivela localizada na anca era utilizada para encerrar uma mola de torção localizada na articulação do joelho. O suporte interagia com o utilizador através de uma conexão com o pé, cintas em torno das coxas e uma cinta no torso.

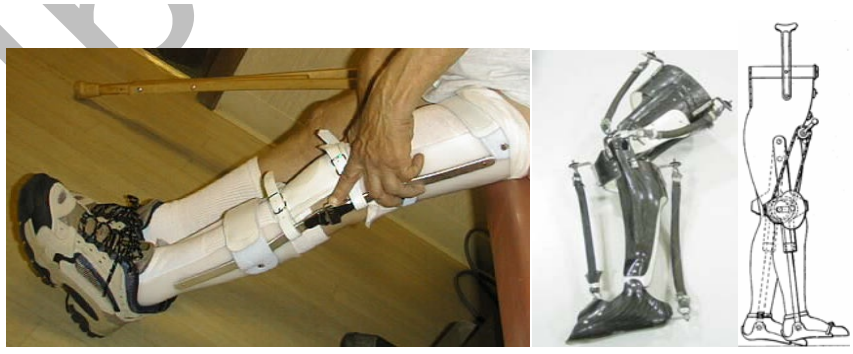


Figura 1 – (a) Ortótese passiva com bloqueio de juntas (9); (b) Exosqueleto do joelho e do tornozelo com músculos artificiais pneumáticos (6); (c) Projecto de uma das primeiras ortóteses activas de que se tem registo (2).

O objectivo deste artigo é fazer a revisão do estado da arte em ortóteses e exosqueletos dos membros inferiores. No entanto, serão muitos mais os exemplos referidos de exosqueletos e ortóses activas do que os de ortóteses passivas. As ortóteses activas estão neste momento a atrair a atenção de vários investigadores, uma vez que o seu potencial é bastante superior ao das ortóteses passivas.

Antes de começar a revisão do estado da arte, é útil explicar brevemente a biomecânica do andamento humano, informação essa que desempenha um papel crucial na criação dos dispositivos que são abordados aqui.

A figura 2-a) representa um diagrama simplificado da marcha humana do walking humano. A marcha humana pode ser definida como sendo a 'forma de mover o corpo de um local para outro mudando a localização do pé alternada e repetidamente' (10). Existem vários tipos de marcha humana, incluindo o walking, o running, o trote, o skipping, entre outros. O ciclo demarcha humana é o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um evento de locomoção repetitivo. O início do ciclo de marcha humana é representado como sendo o contacto inicial do calcanhar de um dos pés com o solo. O fim desse ciclo coincide com o início do novo ciclo, ou seja, com um novo contacto do calcanhar com o chão. O ciclo de marcha humana divide-se nos períodos de stance e de swing. Stance é o período onde o pé está em contacto com o solo. Swing representa o período de tempo em que um pé está no ar(11).

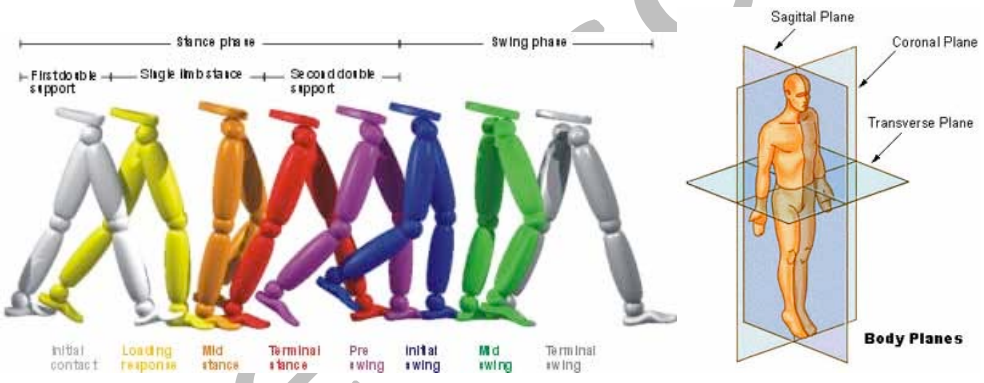


Figura 2 – (a) Ciclo da marcha humana de um walking humano (14); (b) Planos de referência do corpo na posição anatómica padrão (15).

A figura 2-b) representa os planos anatómicos de um humano. Existem três planos de referência para analisar o movimento humano: sagital, coronal e transversal. Dorsiflexão é a rotação do tornozelo no plano sagital aproximando a parte frontal do pé em relação à canela. Flexão plantar é a rotação do tornozelo no plano sagital afastando a parte frontal do pé da canela.A cinemática da marcha humana é o termo utilizado para descrever o movimento espacial do corpo, sem considerar as forças que causam o movimento. São efectuadas medidas relativas a uma frame de referência que se move relativamente a uma frame fixada globalmente. Os ângulos das juntas são as principais medidas cinemáticas. As principais juntas a serem estudadas são as do tornozelo, joelho e anca. A cinética de uma marcha humana é a relação entre a força e a massa que produz um movimento.

Uma medida de desempenho muito importante é o custo metabólico de transporte, através do qual se pode demonstrar a eficácia de uma ortótese ou exosqueleto (2). Através dessa medida, pode verificar-se se o dispositivo é vantajoso energético. Esta medida pode ser obtida através do consumo de oxigénio e produção de dióxido de carbono durante a respiração. O sistema Cosmed K4 (12) ou o sistema Cosmed Quark PFT (13) servem para medir o custo metabólico de transporte.

2. Ortóteses passivas e activas mais importantes encontradas na literatura recente

Segundo Herr(4), os exosqueletos e as ortóteses podem ser classificadas em duas categorias: dispositivos que actuam em série com um membro da pessoa para aumentar o tamanho e deslocamento do membro; e dispositivos que actuam em paralelo com um membro da pessoa para aumentar a economia de locomoção, aumentar a força da junta e aumentar a resistência. A figura 3-a) representa um dispositivo que actua em série. Denomina-se Springbuck e demonstrou-se que melhora a absorção do choque e a economia metabólica a velocidades de corrida moderadas (16)(17). Na figura 3-b) está representada uma ortótese que actua em paralelo (18).

No entanto, actualmente as ortóteses dos membros inferiores são classificadas noutras categorias: AFOs, KAFOs e HKAFOs. Resumidamente, um AFO é uma ortótese para a zona do tornozelo e do pé; um KAFO é uma ortótese que engloba a zona do tornozelo, pé e joelho; um HKAFO é uma adaptação do KAFO englobando também a zona da anca. Uma definição mais detalhada é dada de seguida.

Figura 3 – (a) Sapato Springbuck (4); (b) AFO activo do MIT (4).

2.1. Tornozelo AFO

O termo AFO é a abreviatura de Ankle-Foot Orthosis e designa a parte do corpo que este dispositivo engloba, ou seja, o tornozelo e o pé. Os AFOs são usados para controlar instabilidades dessa região do corpo, mantendo o alinhamento e controlando o movimento.

Relativamente aos AFOs passivos, um dos trabalhos recentes (19) demonstrou que um AFO passivo e articulado, que impedia a flexão plantar melhorou a orientação da junta do tornozelo segundo o plano sagital, quer na fase de stance quer na de swing. Também melhorou os momentos no joelho no início da fase de stance, tudo isto em adultos com hemiplegia pós-AVC. Este grupo está actualmente a estudar os efeitos de diferentes projectos de AFOs passivos na cinemática e cinética de pessoas como hemiplegia pós-AVC.

No MIT Biomechatronics Lab foi desenvolvido um AFO activo para assistir pacientes que apresentam uma marcha humana caracterizada pelo movimento anormal do pé, uma deficiência que afecta

muitas pessoas que deram pancadas com o pé, que têm esclerose múltipla ou paralisia cerebral, entre outras causas. Este dispositivo consistiu na modificação de um AFO passivo, através da adição de um actuador elástico em série, que permitia a variação da flexão/extensão do tornozelo, um controlo baseado na força aplicada pela superfície e na informação da posição angular (20).

O grupo da Universidade do Michigan liderado por Daniel Ferris tem vindo a estudar a adaptação locomotora humana a ortóteses activas (21)(22). Este grupo tem investigado exosqueletos focando-se no estudo da fisiologia humana e tentando re-treinar deficiências motoras. Têm-se focado sobretudo no tornozelo, devido ao largo contributo dos flexores plantares no trabalho mecânico efectuado durante a marcha humana. O objectivo principal é determinar a resposta humana ao auxílio prestado pelos exosqueletos. Testaram as diferenças entre dois tipos de controlo do AFO: controlo footswitch (activa o exosqueleto quando a parte frontal do pé embate no solo) e o controlo proporcional mioeléctrico (de acordo com o sinal de EMG obtido no músculo soleus). Ambos os controlos activam um músculo artificial pneumático (músculo McKibbon) responsável pelo torque associado à ocorrência de flexão plantar. Efectivamente, verificaram que o controlo proporcional mioeléctrico permite uma maior redução da activação muscular, obtendo-se maiores poupanças metabólicas e também uma cinemática da marcha humana muito semelhante à de um indivíduo normal, quando comparada com o controlo footswitch. Um conceito muito utilizado por este grupo é o de par agonista/antagonista implementados com dois músculos artificiais pneumáticos (23). Toda a investigação que estão a desenvolver actualmente tem como base o uso de controlo proporcional mioeléctrico.

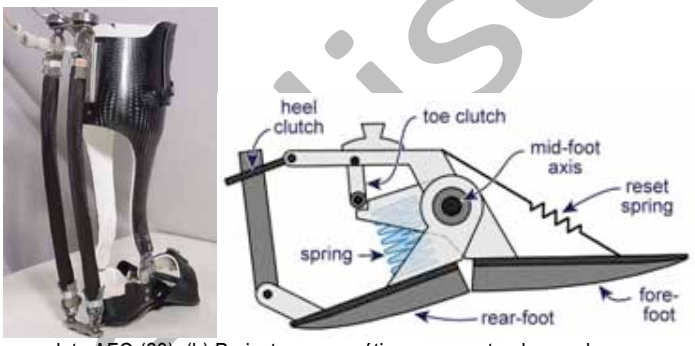


Figura 4 – (a) Exosqueleto AFO (23); (b) Projecto esquemático representando a mola que armazena energia(24).

Uma ideia inovadora foi apresentada por Collins e Kuo (24) , que consistia em restaurar o normal funcionamento do tornozelo reciclando a energia dissipada como trabalho negativo quando o tornozelo contacta com o solo, aproveitando-a como trabalho positivo para completar um movimento incompleto de push-off, obtendo-se menores gastos metabólicos.

2.2 Joelho + Tornozelo KAFO

O termo KAFO é a abreviatura de Knee-Ankle-Foot Orthosis e designa a parte do corpo que este dispositivo engloba. Este dispositivo vai desde a coxa até ao pé e geralmente é usado para controlar instabilidades de membros inferiores, mantendo o alinhamento e controlando o movimento. A instabilidade pode dever-se a problemas como ossos partidos, juntas com artrite, pernas tornas, hiper-extensão do joelho, paralisia ou problemas musculares.

No Instituto de Automática Industrial de Madrid, têm-se dedicado ao estudo de KAFO's activos(25)(26). Em(25) estudou-se a aplicação de um controlo variável da rigidez da junta do joelho num

Inesc

KAFO, durante a marcha humana, desenvolvendo-se testes em dois pacientes com Síndrome Pós-Polio (PPS). Os resultados indicaram um melhoramento importante dos padrões de marcha humana nestes dois pacientes com debilidades nas pernas através de meios de compensação aplicados pela ortótese. Em(26) apresentaram um sistema actuador inspirado na função dos músculos reais da perna, sendo concebido para imitar o seu comportamento. A principal diferença em relação a outros sistemas foi o conceito de junta do joelho usado, sendo projectado um mecanismo de quatro barras para imitar o movimento do joelho humano, simulando o movimento dos ligamentos cruzados. O algoritmo utilizado para adaptar o comprimento e os ângulos das barras foi o mesmo apresentado em (27).

O grupo da Universidade do Michigan liderado por Daniel Ferris também tem vindo a estudar KAFOs activos. Baseados num AFO utilizado anteriormente (21), criaram um KAFO activado por músculos artificiais pneumáticos para testarem a performance mecânica durante a locomoção(28)(6). Este KAFO era activado por controlo proporcional mioeléctrico e tinha uma secção de aço na coxa.

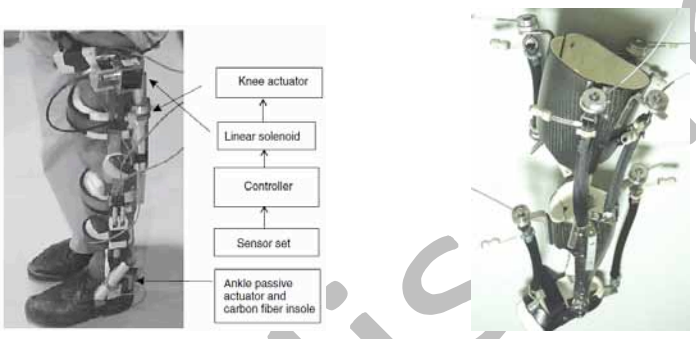


Figura 5 – (a) KAFO activo (25)**; (b) KAFO com músculos pneumáticos**(28)**.**

2.3. Anca + Joelho + Tornozelo HKAFO

O termo HFAFO é a abreviatura de Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis, que descreve a parte do corpo que este tipo de dispositivo engloba. Basicamente, este dispositivo é um KAFO com a adição de uma junta na anca e uma secção pélvica. A adição da junta na anca e da secção pélvica possibilita o controlo dos movimentos de anca seleccionados. Estes movimentos de anca que podem ser seleccionados englobam o movimento de frente para trás, de um lado para outro e rotação. Uma razão para a adição da secção da anca a um KAFO é a redução ou minimização do risco de deslocamento ou saída da posição correcta da anca. Outro motivo é a estabilidade da anca e da parte inferior da coluna em casos em que o paciente é fraco ou tem paralisia.

Além de AFOs e KAFOs, o grupo da Universidade do Michigan liderado por Daniel Ferris também começou a testar um HKAFO que providenciava torque flexor da anca, bem como torque extensor da anca, tal como representado na figura 6-a). Modificaram um suporte pré-fabrica e ajustável de abdução da anca (OPTEC, Inc, Lawrenceville, GA) de maneira a incluírem novos suportes de aço e um cilindro pneumático (6).

Uma excelente contribuição no campo dos exosqueletos foi dada por Mankala e tal. (29), através da conccepção de um novo exosqueleto HKAFO para treino da marcha humana, como representado na figura 6-b). Este exosqueleto usava molas torcionais na anca nas juntas do joelho para dar assistência no movimento de swing. As molas eram carregadas durante a fase de stance e proporcionavam forças prosulsivas na perna durante a fase de swing.

ipcdisp

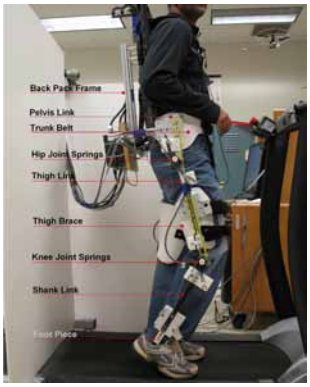


Figura 6 – (a) Exosqueleto HKAFO (6); (b) HKAFO para treino da marcha humana (29).

2.4. Exosqueletos comercializados actualmente

Actualmente existem bastantes ortóteses a serem comercializadas, incluindo AFO's, KAFO's e HKAFO's. Cada empresa apresenta diversos modelos, adaptando-os ao utilizador e às suas necessidades. A empresa Otto Bock disponibiliza o KAFO 170K1, que permite efectuar a fase de stance em segurança, bem como o livre movimento na fase de swing (30). Permite um padrão de marcha humana suave. A empresa Cascade Orthotics comercializa diversos AFOs, KAFOs e HKAFOs (31). A Empresa comercializa inúmeros AFOs, como por exemplo o L1902, bem como inúmeros KAFOs como o caso do L2010 (32) A empresa Orthomerica também comercializa este tipo de ortóteses (33). Todos estes modelos dizem respeito a ortóteses passivas. Tanto quanto se saiba, não existem ainda modelos de ortóteses activas a serem comercializados.

3. Discussão sobre os tipos de ortóteses e sua função reabilitadora e de compensação funcional

Os grupos de investigação de ortóses e exosqueletos estão empenhados em obterem dispositivos que aumentem o desempenho, reabilitem os pacientes e dêem assistência a pacientes com patologias associadas aos membros inferiores. Isto é conseguido através duma compensação funcional do movimento dos membros inferiores destes pacientes. A concepção deste tipo de dispositivos é constantemente melhorada através da exploração de princípios biomecânicos da locomoção animal.

Existem alguns tipos de controlo das ortóteses activas e dos exosqueletos. Verifica-se que o controlo proporcional mioeléctrico é bastante melhor que o controlo footswitch, uma vez que permite uma maior redução da activação muscular, levando o paciente a uma maior poupança metabólica e também uma cinemática da marcha humana muito semelhante à de um indivíduo normal.

4. Conclusões e Perspectivas Futuras do campo de pesquisa.

As ortóteses comercializadas actualmente devolvem alguma independência aos utentes que as utilizam, conseguindo por vezes obter um movimento muito próximo do normal. No entanto, estes dispositivos comercializados são ainda todos passivos. Os dispositivos a serem comercializados num futuro próximo terão mecanismos de compensação funcional activa, que levarão à obtenção de um nível de vida ainda melhor para utentes com debilidades físicas dos membros inferiores, reabilitando-os, aumentando o seu desempenho ou prestando-lhes assistência.

iberoamericap

A investigação na área dos exosqueletos e das ortóteses tem muito a ganhar com uma análise da perspectiva fisiológica: redução da energia metabólica do paciente, bem como uma minimização dos requisitos energéticos para estes dispositivos actuarem. Por outro lado, existem benefícios no uso destes dispositivos para o avanço da compreensão actual da fisiologia locomotora humana. Assim, um dos aspectos fundamentais para o sucesso desta área é a cooperação constante entre engenheiros e fisiologistas.

Os exosqueletos irão contribuir de diversas formas para os benefícios futuros da humanidade. E esse futuro não está assim tão distante. Ferris acredita que por volta de 2024 as pessoas caminharão pelas ruas, nos centros comerciais e para as suas casas usando exosqueletos, afirmando que os exosqueletos estão hoje ao nível do que estavam os computadores em 1978 (5). Herr pensa que este uso a escala mundial dos exosqueletos só acontecerá no final do século XXI (4).

O dispositivo de reciclagem energética (24) poderá ser útil numa outra área, neste caso na área das próteses. Poderia eventualmente funcionar como uma base para o desenvolvimento de uma prótese do pé, melhorando a economia de movimento verificada nos amputados. Este desenvolvimento iria beneficiar de uma redução do peso e tamanho, mudança da forma e as características de rigidez para a marcha humana do amputado.

5. Bibliografia

1. **Yakimovich, T., Lemaire, E. D. and Kofman, J.** Engineering design review of stance-conrol knee-ankle-foot orthoses. *Journal of Rehabilitation Research & Development.* 2, 2009, Vol. 46, pp. 257-268.

2. *Active Orthoses for the Lower-Limbs: Challenges and State of the Art.* **Dollar, A. D. and Herr, H.** Noordwijk : s.n., 2007. 10th International Conference on Rehabilitation Robotics.

3. **Dellon, B. and Matsuoka, Y.** Prosthetics, exoskeletons and rehabilitation - now and for the future. *IEEE Robotics & Automation Magazine.* 2007, pp. 30-34.

4. **Herr, H.** Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 2009.

5. **Ferris, D. P.** The exoskeletons are here. *Jounal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 2009.

6. *Robotic Lower Limb Exoskeletons Using Proportional Myoelectric Control.* **Ferris, D. P. and Lewis, C. L.** MInneapolis, MInnesota, USA : s.n., 2009. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. pp. 2119-2124.

7. **Ferris, D. P., Sawicki, G. E. S. and Daley, M. A.** A physiologist's perspective on robotic exoskeletons for human locomotion. *Int J HR.* 2007, Vol. 4, pp. 507-528.

8. **Cobb, G. L.***Walking Motion. 2,010,482* U. S. Patent, 1935.

9. http://www.scheckandsiress.com/orthotic_care/KAFO.pdf. [Online]

10. **Smidt, G. L.** Rudiments of gait. *Gait in rehabilitation.* 1990, pp. 1-19.

11. **Blaya, J. A.***Force-Controllable Ankle Foot Orthosis (AFO) to AssistDrop Foot Gait.* MIT : s.n., 2003.

12. **Hausswirth, A. X. C. and Lechevelier, J. M.** The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurement during exercise. *International Journal of Sports Medicine.* 1997, Vol. 18, pp. 449-453.

13. http://www.cosmed.it/index.php?option=com_content&view=article&id=237&Itemid=165&lang=en. [Online]

14. http://www.arielnet.com/adi2001/adi/services/support/tutorials/gait/images/general/phases.jpg. [Online]

15. http://training.seer.cancer.gov/images/anatomy/body/planes.jpg. [Online]

16. **Herr, H. and Gamow, R. I.***Shoe and foot prosthesis with bending beam spring structures. 5,701,686* U.S. Patent, 1997.

Iberdiscap

17. —. *Shoe and foot prosthesis with bending beam spring structures. 6,029,374* U.S. Patent, 2000.

18. **Blaya, J. A. and Herr, H.** Control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*2004, pp. 24-31.

19. **Fatone, S., Gard, S. A. and Malas, B. S.** Effect on Ankle-Foot Orthosis Alignment and Foot-Plate Length on the Gait of Adults With Poststroke Hemiplegia. *Prosthetics, Orthotics, Devices.* 2009, Vol. 90, pp. 810-818.

20. **Blaya, J. A. and Herr, H.** Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.* 2004, Vol. 12, pp. 24-31.

21. **Ferris, D. P., Czerniecki, J. M. and Hannaford, B.** An Ankle-Foot Orthosis Powered by Artificial Muscles. *Journal of Applied Biomechanics.* 2004, Vol. 21, pp. 189-197.

22. **Cain, S. M., Gordon, K. E. and Ferris, D. P.** Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 2007.

23. **Kao, P., Lewis, C. L. and Ferris, D. P.** Invariant ankle moment patterns when walking with and without a robotic ankle exoskeleton. *Journal of Biomechanics.* 2010, pp. 203-209.

24. **Collins, S. C. and Kuo, A. D.** Recycling Energy to Restore Impaired Ankle Function during Human Walking. 2010.

25. **Moreno, J. C., et al.** Immediate effects of a controllable knee ankle foot orthosis for functional compensation of gait in patients with proximal leg weakness. *International Federation for Medical and Biological Engineering.* 2007, pp. 43-53.

26. **Cullell, A., et al.** Biologically based design of an actuator system for a knee–ankle–foot orthosis. *Mechanism and Machine Theory.* 2008, Vol. 44, pp. 860–872.

27. **Baydal, J.M.** Development of a new concept of an orthotic knee joint compatible with the kinematics of the human knee joint. *Prosthetic and.* 2006, pp. 371–383.

28. **Sawicki, G. S. and Ferris, D. P.** A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 6, 2009, Vol. 23.

29. **Mankala, K. K., Banala, S. K. and Agrawal, S. K.** Novel swing-assist un-motorized exoskeletons for gait training. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 2009.

30. http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/3464.html?id=19263#t19263. [Online] [Cited: Junho 8, 2010.]

31. http://www.cascadeorthotics.com/index.html. [Online] [Cited: Junho 8, 2010.]

32. http://www.aetna.com/cpb/medical/data/500_599/0565.html. [Online] [Cited: Junho 8, 2010.]

33. http://www.orthomerica.com/custom/custom_function_hkafo.htm. [Online] [Cited: Junho 8, 2010.]

Iberdiscap

Iberdiscap

Tecnologias Móveis ao Serviço da Inclusão e Acessibilidade

J. Silva[1], R. Ferreira[2], A. Pereira[3,4]

[1]IPLEIRIA/ESTG, Leiria, Portugal, 244 820 300, joao.sousa.silva@gmail.com

[2]IPLEIRIA/ESTG, Leiria, Portugal, 244 820 300, rui.ferreira@ipleiria.pt

[3]Computer Science and Communications Research Centre (CIIC), School of Technology and Management, Polytechnic Institute of Leiria, Leiria Portugal, 244 820 300, apereira@estg.ipleiria.pt

[4]INOV INESC INOVAÇÃO

Resumo

São apresentados alguns dos problemas de acessibilidade nos transportes públicos experienciados por pessoas deficientes visuais, bem como alguns sistemas que tentam amenizar estes problemas e algumas das suas lacunas. Seguidamente, é apresentada uma proposta de sistema e descrito o seu modo de funcionamento, assim como as tecnologias sugeridas e respectiva fundamentação, para a implementação do mesmo. É concluído que o sistema trará grandes vantagens aos seus utilizadores e operadores de transportes, dada a concentração de vários serviços num só sistema e a fácil e económica adopção, uma vez que todas as valências do sistema podem ser reunidas em *smartphones*.

Palavras chave: acessibilidade, mobilidade, transportes, *smartphones*, deficiência visual.

1. Introdução

No contexto da actual "era da informação", podem ser inferidas inúmeras situações em que a presença física e real de um indivíduo será indispensável para o correcto desenvolver e resolver das mais variadas circunstâncias e imprevistos da vida activa. Desde as situações mais óbvias, tais como trabalhar, ir às compras, fazer um exame de saúde, entre outras, até às mais subtis, como ir ao teatro, a um concerto, sair com amigos ou apenas passear, tudo são actividades que requerem a presença da pessoa no local.

Estas noções, certas para a grande maioria da população, são impossibilidades, ou na melhor das hipóteses, uma realidade complicada e/ou limitada para pessoas com problemas visuais.

Segundo os censos realizados no ano de 2001, existem em Portugal 163569 indivíduos com algum tipo de deficiência visual[1]. É perfeitamente possível assumir que pelo menos metade desta larga fatia da população não pode conduzir qualquer tipo de veículo. Dado isto, entende-se que quem não tem viatura própria é forçado a andar de transportes públicos. Uma vez que só assim é possível alguém deslocar-se a um local, e conhecendo as limitações de pessoas portadoras de deficiência visual, foi identificado um problema que pode limitar a mobilidade de uma forma dramática, sem que as pessoas normavisuais típicas, compreensivelmente, se apercebam.

O problema é simplesmente a incapacidade de obter informação referente à localização do transporte, bem como dar as instruções de parar, para que consiga entrar e sair do mesmo de forma autónoma na paragem pretendida. Tornar essa informação acessível é fundamental para que haja uma integração plena na

Ibericap

sociedade de cidadãos com necessidades especiais. Desta feita, sabendo que quase todas as pessoas possuem um dispositivo móvel provido com tecnologias de transferência de dados sem fios, a curta e longa distância e com recurso de geo-localização, e que quem tem problemas visuais frequentemente tem os seus aparelhos equipados com software de *speech output*, percebe-se a plausibilidade de usar estas faculdades para resolver este problema.

2. Sistemas Existentes: Estado da Arte

No presente existem instalados no interior de alguns transportes sistemas sonoros que visam auxiliar as pessoas deficientes visuais (PDVs) a obter alguma desta informação. Estando numa paragem, anunciam por meio de uma gravação o nome da mesma, bem como a paragem seguinte. Desta forma, o utente sabe se está próximo ou, efectivamente, no seu destino.

A rodoviária de Lisboa disponibiliza um sistema [2] semelhante ao acima descrito, complementada com algumas funcionalidades, como por exemplo, a obtenção da estimativa de tempo para a chegada de determinado veículo através de um dispositivo dedicado que a PDV tem que ter em sua posse.

Através de outro sistema, denominado DPS-2000 [3], implementado no concelho de Jaú, São Paulo, Brasil, as pessoas deficientes visuais podem mandar parar e saber da chegada do transporte pretendido. O sistema consiste em dois aparelhos, um localizado no autocarro e o segundo na posse do utente. Este deve seleccionar a linha que pretende seguir e accionar o seu aparelho quando se encontra na paragem, que emite um sinal sonoro que permite ao motorista saber que deve parar na paragem da qual se aproxima. Ao chegar, uma gravação automática emitida pelo dispositivo situado no autocarro anuncia, repetidamente, o número da linha até o utente embarcar.

Na República Checa, diversas operadoras de transportes públicos implementaram o sistema denominado de TYFLOSET® [4]. Este é accionado pela PDV através de uma de duas maneiras: um comando sem fios (caixa plástica) ou comando sem fios embutido numa bengala branca. Através destes dispositivos a PDV activa informação sonora sobre, por exemplo, número da linha e do veículo que se aproxima. Se pretender entrar nesse veículo, essa intenção é transmitida ao motorista com o pressionar de um botão, dando assim a indicação para que o transporte páre.

Contudo estes sistemas têm algumas lacunas/problemas:

- Ruído externo;
- Disponibilidade limitada aos transportes aderentes;
- Equipamento dedicado;
- Sistemas completivos com dependências.

A implementação destas soluções pode ser complicada dados os constrangimentos técnicos e financeiros. A aquisição e instalação de equipamentos novos e específicos podem resultar como um entrave à adopção da solução. No caso particular do DPS-2000, para além do equipamento imprescindível no autocarro, o utente necessita de um equipamento para o efeito [3] que terá de adquirir e transportar. A questão de um equipamento extra pode ser particularmente relevante para uma pessoa que além dos objectos comuns tenha, ainda, que transportar uma bengala branca.

A estes incómodos há ainda a juntar a possibilidade da existência de ruído externo, o que prejudica ou impossibilita a absorção da informação por parte da PDV.

Visando aferir a tangibilidade final dos sistema, foram examinadas as capacidades das seguintes tecnologias.

iberdisca

General Packet Radio Service (GPRS)

Esta tecnologia de comunicação, que assenta em Global System for Mobile Communications (GSM), orientada a pacotes, é usada para comunicações móveis. A par das tecnologias mais comuns de acesso à Internet, a GPRS oferece uma ligação de dados contínua, mesmo que o tráfego não seja constante.

É conhecida por "2.5G", ou seja, figura entre 2G-GSM e 3G-UMTS (Universal Mobile Telecommunication System).Embora esta tecnologia tenha sido estandardizada pela ETSI em 1997, hoje em dia este standard é mantido pela 3rd Generation Partnership Project (3GPP). Potenciado pelo seu método de comutação (por pacote em oposição a comutação por circuito), com o seu carácter de *Always Online* e com o seu método de facturação por bytes transferidos, por oposição a tempo de ligação, pode ser bastante pertinente em aplicações *time-critical*, uma vez que a juntar às características supracitadas, é possível definir alguma qualidade de serviço (QoS). Contudo a aplicação baseada em GPRS não pode exigir um fluxo de dados elevado e/ou de grande largura de banda.No caso da exigência de tráfego ser baixa, o facto de esta tecnologia ser antiga é de grande valor. Desta forma o serviço poderá ser disponibilizado de uma forma bastante abrangente, dado que no que toca a tecnologias mais recentes a cobertura das operadoras é mais limitada. Assim, é inteligível assumir que esta deve ser a tecnologia a servir de base para algumas das funcionalidades pretendidas para o sistema.

Global Positioning System (GPS)

Criado pelo departamento de defesa dos Estados Unidos da América em 1973, o Global Positioning System é um sistema de navegação por satélite, que disponibiliza informação de tempo e localização, cujo único requisito é a captação de sinal de 4 ou mais satélites dos 24 que constituem a sua constelação. Desta forma, mesmo em condições atmosféricas adversas, em qualquer altura e em qualquer lugar é possível calcular a localização actual, desde que não haja obstrução à captação do sinal dos satélites pelo receptor GPS, tais como uma elevação no terreno ou um edifício demasiadamente próximo. Cada um dos satélites emite de forma constante mensagens que contêm a hora precisa a que a mensagem foi transmitida, a sua efeméride e o almanaque da sua constelação [6] [7].O receptor GPS, com auxílio do seu relógio e a informação da hora exacta a que a mensagem dos satélites foi enviada, calcula a distância para os emissores. Esta informação em conjunto com a efeméride do objecto orbital e o almanaque da constelação é usada de forma a calcular a posição do equipamento receptor [7], com uma precisão de poucos metros [6].A tecnologia GPS apresenta uma precisão aceitável para os objectivos que se pretendem concretizar. A juntar a abrangência do serviço (mundial), a sua gratuitidade e presença numa larga fatia dos *smartphones* actualmente no mercado, é plausível aprová-la como base para algumas das funcionalidades do sistema a ser concebido.

Bluetooth

A tecnologia “Bluetooth” é desenhada para comunicações a curta distância, com elevados padrões de segurança, robustez, baixo consumo energético e um baixo custo, viabilizando assim a sua implementação. A norma é largamente utilizada pelos fabricantes, facilitando a comunicação entre diferentes categorias de dispositivo e/ou diferentes marcas. Algumas das aplicações mais vulgares são, por exemplo, transmissão de voz de um telefone móvel para um auricular sem fios, ou sincronização entre um dispositivo móvel e um computador [8] [9].O protocolo RFCOMM, suportado pela camada L2CAP, é usado para transferir informação entre dois dispositivos, através da emulação de uma porta de serie. Com este protocolo é possível registar serviços dedicados, correspondendo a uma porta de serie (emulada) [10].As características apresentadas levam a concluir que o Bluetooth se adequa a algumas das funcionalidades pretendidas para o sistema. Dado o seu carácter praticamente ubíquo nos *smartphones* actuais, é correcto assumir que esta tecnologia deve ser uma ferramenta a ter em conta. Contudo, com o advento de *smartphones* com tecnologia Radio-FrequencyIDentification (RFID), não é desapropriado ponderar a sua introdução em algumas das funcionalidades, em detrimento de Bluetooth.

Ibericap

3. Descrição do Sistema

Identificado o problema e lacunas presentes nas soluções actualmente existentes no mercado que auxiliam as PDVs na acessibilidade em transportes públicos, entende-se a necessidade de desenvolver um sistema inovador que reúna as especificidades necessárias para facilitar a mobilidade de uma PDV, eliminando os problemas acima descritos.Desta forma, tentar-se-á utilizar tecnologias tipicamente presentes nos *smartphones* vulgarmente encontrados no mercado.

As funcionalidades desejadas para um sistema com esta ambição são:

Na paragem

- Consulta da estimativa de tempo para chegada do transporte desejado:
  No *smartphone* da PDV o utente deverá seleccionar a linha e sentido do transporte, bem como a paragem onde se encontra. Com recurso a GPRS deverá ser possível enviar o pedido de estimativa de tempo de chegada à paragem indicada. Esse tempo deverá ser estimado pelo sistema, com a ajuda do*smartphone* do transporte, e enviado para o *smartphone* da PDV, com recurso a GPRS;

- Ordem de paragem do transporte:
  No *smartphone* da PDV, uma vez seleccionada a linha e sentido do transporte pretendido, bem como a paragem onde se encontra, deverá ser possível enviar a ordem de paragem, com recurso a GPRS, para o *smartphone* dos transportes que sirvam o interesse do utente. Desta forma, por meio de alerta sonoro e visual, o motorista saberá que existe uma PDV que pretende embarcar numa determinada paragem que faz parte da sua linha;

- Aviso de chegada do transporte desejado:
  Uma vez seleccionados os requisitos do transporte no qual a PDV pretende embarcar e dada a ordem de paragem, deverá ser possível, por meio da tecnologia Bluetooth ou GPRS, receber uma alerta no *smartphone* da PDV, emitido pelo *smartphone* do transporte aquando da sua chegada à paragem.

Dentro do transporte

- Aviso de aproximação de paragem de destino:
  A PDV deve seleccionar a paragem correspondente ao seu destino no seu *smartphone*. Com recurso a GPS o dispositivo deverá anunciar a paragem pré-seleccionada por meio de um alerta sonoro, com uma distância confortável para que o utente se possa preparar. Ao chegar, o *smartphone* da PDV deve alertar o utente para esse facto, por meio de um novo alerta sonoro;

- Ordem de paragem do transporte:
  Durante a viagem, a PDV deve poder enviar o sinal de paragem para o *smartphone* do transporte por meio da tecnologia Bluetooth ou GPRS existente no seu *smartphone*. Um alerta sonoro desencadeado no *smartphone* do transporte deve avisar o motorista para o facto de uma PDV querer sair na paragem seguinte.

O sistema deverá ter no mínimo dois *smartphones*:

- *Smartphone* do transporte;
- *Smartphone* da pessoa deficiente visual.

Os *smartphones* devem ser dotados das seguintes tecnologias:

Iberoisan

- General Packet Radio Service (GPRS) ou superior;
- Global Positioning System (GPS);
- Bluetooth.

Ambos os dispositivos deverão fazer um trabalho colaborativo a fim de alcançar os objectivos pretendidos.

4. Resultados e Testes

O anúncio de paragem de destino, parte do sistema implementada que se encontra em fase de ultimação, foi dada a testar a utilizadores cegos.

Uma vez que nenhum dos voluntários tinha alguma vez usado um equipamento com tais características, antes da realização do teste foi dada uma breve introdução sobre Android (sistema operativo do *smartphone* utilizado), bem como das suas tecnologias de assistência. Foi ainda clarificada a finalidade da aplicação e ainda o seu modo de utilização.

Foi desenhado um teste simples que após a escolha de um percurso de autocarro, pretende que o utilizador efectue os seguintes passos (correspondentes ao fluxo de utilização da aplicação):

- Iniciar a aplicação;
- Escolher o operador de transportes públicos;
- Escolher a linha do percurso;
- Escolher a paragem de entrada;
- Escolher a paragem de saída.

Depois destes passos, o utilizador deve entrar no transporte correspondente à linha que escolheu e, após sentar-se, manter o dispositivo na sua mão. Este anuncia as paragens pelas quais o transporte vai passando e, através de um anúncio sonoro, avisa o utilizador que a paragem de destino é a seguinte. Ao chegar à paragem de destino o teste termina.

Embora nenhum dos voluntários tivesse alguma vez usado um equipamento com tais características, todos conseguiram cumprir o objectivo proposto. As dificuldades apresentadas estiveram relacionadas com as especificidades do equipamento de testes (HTC Wildfire), bem como com o sintetizador de voz instalado.

Conclui-se que com experiência no uso de um dispositivo deste género, a utilização da aplicação é fácil e intuitiva. Verificou-se que a aplicação é de grande valor para pessoas com dificuldades de visão.

5. Conclusões e Trabalhos Futuros

Da conjectura feita conclui-se que o sistema apresentado revela-se promissor para uma melhor inclusão de pessoas com deficiência na sociedade. Não só isto, mas possui ainda um grande potencial na sociedade lata, não se cingindo apenas a questões de acessibilidade e a cidadãos com “necessidades especiais”.

Visto a actual penetração de *smartphones* com as tecnologias apresentadas, bem como a sua crescente expansão e desenvolvimento, este foi o suporte escolhido para suportar todas as valências do sistema a ser desenvolvido, tendo este dispositivo o conjunto de características que mais se coaduna no contexto do paradigma a ser mitigado.

Percebe-se que este suporte faz com que a adopção do sistema não implique a aquisição de equipamento específico, facilitando uma eventual disseminação do mesmo.

iberdiscap

6. Agradecimentos

Agradece-se à doutora Catarina Silva, ao doutor Luís Marcelino (docentes da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria) e à delegação de Leiria [11] da Associação de Cegos e Amblíopes de Portugal a sua colaboração, que tornou possível a realização de testes com utilizadores.

Referências

[1] BASE de Dados sobre Portugal Contemporâneo. Disponível em: <http://www.pordata.pt/>. Acesso em: 01 abr. 2011.

[2] RODOVIÁRIA DE LISBOA. Rodoviária de Lisboa | Informação em Tempo Real. Disponível em: <http://www.rodoviariadelisboa.pt/tempo_real>.Acesso em: 01 abr. 2011.

[3] GERAES TECNOLOGIAS ASSISTIVAS. DPS2000 - Sinalização Eletrônica entre Deficientes Visuais e Meios de Transporte. Disponível em: <http://www.geraestec.com.br/produto/dps2000.php>.Acesso em: 01 abr. 2011.

[4] APEX SRO - VýROBCE A DODAVATEL DOPRAVNÍCH, ÍDÍCÍCH A INFORMANÍCH SYSTÉM. APEX Ltd. - Tyfloset. Disponível em: <http://www.apex-jesenice.cz/tyfloset.php?lang=en>.Acesso em: 01 abr. 2011.

[5] QKPORT: FEATURED TOPICS, ARTICLES, KNOWLEDGE SNIPPETS. Featured content page about: general packet radio service. Disponível em: <http://about.qkport.com/g/general_packet_radio_service>. Acesso em: 11 abr. 2011.

[6] EDUCATIONAL OBSERVATORY - WEB RESOURCES. Sam Wormley's GPS Errors & Estimating Your Receiver's Accuracy. Disponível em: <http://edu-observatory.org/gps/gps_accuracy.html>.Acesso em: 01 abr. 2011.

[7] NAVSTAR. NAVSTAR GPS User Equipment Introduction. [Online] http://www.navcen.uscg.gov/pubs/gps/gpsuser/gpsuser.pdf. Acesso em: 11 abr. 2011.

[8] BLUETOOTH SIG. Basics. The Official Bluetooth® Technology Info Site, 2010. Disponível em: <http://www.bluetooth.com/English/Technology/Pages/Basics.aspx>. Acesso em: 05 abr. 2011.

[9] BLUETOOTH SIG. Fast Facts - Bluetooth Technolagy 101. The Official Bluetooth® Technology Info Site, 2010. Disponível em: <http://www.bluetooth.com/English/pages/fast_facts__no_flash.aspx>. Acesso em: 05 abr. 2011.

[10] THE OFFICIAL BLUETOOTH® TECHNOLOGY INFO SITE. RFCOMM. Disponível em: <http://www.bluetooth.com/English/Technology/Works/pages/rfcomm_1.aspx>. Acesso em: 05 abr. 2011.

[11] Delegação de Leiria da Associação de Cegos e Amblíopes de Portugal. Disponível em: < http://www.acapo.pt/delegacao-leiria-acapo>. Acesso em: 12 abr. 2011.

iberdiscap

Dispositivo no invasivo para el monitoreo continuo y remoto de personas con movilidad disminuída

Sergio N. Gwirc[1,2], Diego Brengi[1,2], Daniel Lupi[3], Christian Huy[1]

[1]Universidad Nacional de la Matanza (UNLaM),Grupo de Inteligencia Ambiental, Departamento de Ingeniería e Investigaciones Tecnológicas,San Justo, Buenos Aires, Argentina,TE: (+54 11) 4480 8952,cahuy23@yahoo.com.ar
[2]Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI), Electrónica e Informática,San Martín, Buenos Aires, Argentina, TE: (+54 11) 4724 6369,
FAX: (+54 11) 4754 5194, sgn@inti.gob.ar, brengi@inti.gob.ar
[3]Fundación Argentina de Nanotecnología (FAN), Viamonte 920 P2, Ciudad Buenos Aires, Argentina, decide.bue@gmail.com

Resumen

Se ha desarrollado e implementado un dispositivo inalámbrico que registra los movimientos de traslación humana mediante un acelerómetro triaxial integrado en el mismo. Este dispositivo permite estudiar los movimientos que realiza una persona y asociarlos a características de la señal de aceleración registrada. En el procesamiento de las señales se utilizaron criterios de detección por nivel e identificación de las frecuencias en las que se distribuye la energía del movimiento. El acelerómetro tiene una sensibilidad de 800 mV/g y el dispositivo total consume 7 mA de corriente, mientras trasmite la información al receptor. Todas las herramientas utilizadas en el desarrollo son gratuitas y de software libre. Se muestran los resultados del análisis de movimiento en adultos mayores que son factibles de incorporar en una interfase que visualice el comportamiento de filtros y alarmas.

Palabras clave: Acelerómetro, Consumo energético, Registro traslación, Monitorización, Movimiento humano.

1. INTRODUCCIÓN

El registro detallado de los movimientos de una persona puede estar orientado a establecer su consumo energético diario para estudiar su relación con la alimentación, a establecer problemas posturales en su actividad laboral o lúdica y también para realizar una vigilancia en el hogar o en otra institución, sin supervisión humana, en personas que presentan algún riesgo médico ya sea debido a su edad, enfermedad o intervención quirúrgica reciente.

El uso de acelerómetros para realizar las actividades anteriores se ha difundido bastante en la última década debido al desarrollo de la microelectrónica y a su implementación como dispositivos MEMs (Micro-Electro-Mecánicos) de tamaño pequeño y bajo costo. En especial la aparición en los últimos años de acelerómetros triaxiales, es decir tres acelerómetros en un mismo dispositivo, dispuestos en forma ortogonal para medir cada uno la aceleración en un eje, ha facilitado mucho el estudio de equipos para estas aplicaciones [1].

Un sistema de registro de la actividad física de una persona que incluya un efectivo detector de caídas, por ejemplo, puede mejorar la calidad de vida de personas mayores que sufren una caída al menos una vez al año [2].

iberarcap

Estadísticamente, este es un grupo de riesgo integrado por el 30% del total de adultos mayores. Además, las caídas tienen responsabilidad en el 70% de las muertes accidentales en personas mayores de 75 años. Paralelamente, un sistema de este tipo es también de suma utilidad en pacientes que están en recuperación después de una operación, un infarto o un tratamiento que reduce su movilidad pero que no necesariamente requiere un monitoreo sofisticado y permanente en una unidad hospitalaria. Sin embargo, muchas personas en estas condiciones deben permanecer solas en su hogar por períodos prolongados, generando la preocupación de sus familiares y/o médicos por situaciones imprevistas que pueden devenir en la necesidad de atención urgente.

Al usar un acelerómetro triaxial (AT) para vigilancia, sin supervisión humana, es necesario desarrollar la habilidad de identificar actividades clave y eventos a partir de la señal del AT. Se suele mencionar cuatro pasos primarios que están involucrados en esto: ***i***) separación de la actividad del estado de reposo, ***ii***) identificación y clasificación de la actividad, ***iii***) extracción de parámetros relevantes y ***iv***) tomar la acción apropiada cualquiera sea esta [3].

Se tienen en cuenta diferentes aproximaciones para identificar los períodos de movimiento. La más simple es mirar la magnitud de la señal pero esto suele ser insensible al movimiento lento y susceptible a picos de ruido [2]. Otra aproximación puede ser utilizar como indicador el gasto de energía metabólica, aceptada ampliamente como referencia estándar para determinar la actividad física. Medir esta variable en condiciones de la vida diaria es poco práctico y no realizable para estudios poblacionales, pero se ha relacionado el gasto de energía, con un alto grado de correlación sustentado por varios estudios [3, 4], con la señal de aceleración dada por,

$$GE_{gasto\,energ.} = \alpha IA = \alpha\left(\int\left|a_x{}^2\right| + \int\left|a_y{}^2\right| + \int\left|a_z{}^2\right|\right) \quad (1)$$

En la ecuación anterior es una constante de proporcionalidad e*IA* es la integral de área de la salida de la señal de cada uno de los de los acelerómetros al cuadrado, que son sumados antes de integrar sumados [11,13].

La mayoría de los estudios que se mencionan en la bibliografía usan algunas características del acelerómetro, pero debido a problemas de ruido eléctrico y vibratorio, limitaciones en el almacenamiento de la señal y la telemetría, limitan su empleo utilizando una referencia por nivel de la señal de entrada para interpretar los resultados registrados, agregando a veces ventanas de medición donde se correlacionan señal y referencia. Muchas veces también se deja de lado la medición estática de la aceleración, tanto debido al ruido como por no aportar información al registro de actividad física de muy bajo nivel de actividad [14].

La meta para este trabajo consiste en detectar, a través de un acelerómetro de tres ejes, el momento en que una persona sufre una caída de manera que un sistema “ad hoc” pueda dar aviso a personas interesadas en la ocurrencia del evento. En forma más amplia el objetivo es lograr, en base a este sistema, una interfase que permita medir y analizar el tránsito habitual de una persona mayor en su domicilio para encontrar algoritmos capaces de generar una alarma cuando ocurra un apartamiento importante del tránsito habitual [5].

En este trabajo se presenta algunos resultados del sistema electrónico, que cubre varios aspectos de las necesidades descriptas anteriormente, y el análisis de las señales. El sistema desarrollado está basado en la información que suministra un acelerómetro de tres ejes, acerca de la manera en que se desplaza la persona sobre la cual está sujeto el dispositivo. Se realiza un registro de las aceleraciones presentes cuando la persona camina, se detiene, se sienta o se levanta, mediante una comunicación inalámbrica a una computadora. Esta última funciona como unidad de vigilancia cercana y efectúa un proceso de análisis de la señal más profundo [6].

Iberdiscap

2. DISPOSITIVO DE REGISTRO PORTÁTIL

Hoy en día un proyecto complejo con microprocesadores necesita realizarse en lenguaje C, si se desean tiempos cortos de desarrollo. Se optó por elegir la familia ATMEL AVR, en particular los modelos ATMEGA32. Estos microcontroladores están soportados por una versión del compilador de C de GNU (GCC). Este compilador no solo es de uso gratuito, sino que además se trata de software libre y existe tanto para plataformas Windows como Linux. Resulta sencillo de instalar y usar, habiendo una gran cantidad de herramientas que lo emplean. La plataforma desarrollada fue adecuada en su diseño para que varios proyectos utilizaran el mismo conjunto de medición y consta de los siguientes componentes:

Entorno: WinAVR
URL: http://winavr.sourceforge.net/
Descripción: Nos brinda el compilador de C (*avr-gcc*), una biblioteca de C (*avr-libc*), un programador (*avrdude*) y un entorno básico de programación (IDE). Para complementar se puede agregar el AVRDUDE-GUI (http://sourceforge.net/projects/avrdude-gui/) que facilita la programación del hardware utilizando una interfaz gráfica. ***Licencia:*** Software Libre y Open Source.

Entorno: AVR Studio
URL: http://www.atmel.com
Descripción: Es el entorno gratuito que ofrece la empresa ATMEL para sus microcontoladores. Incluye el ensamblador, un simulador y una IDE de trabajo. Permite configurarlo para usar el compilador de C que nos brinda el *WinAVR*. ***Licencia:*** De uso gratuito.

En la figura 1 se muestra un diagrama esquemático del dispositivo que se desarrolló para esta aplicación. Está diseñado para formar parte de una cartuchera que puede colocarse en la cintura o en el tobillo de la persona que se desea seguir para recoger información de su comportamiento en el movimiento diario [7,16].

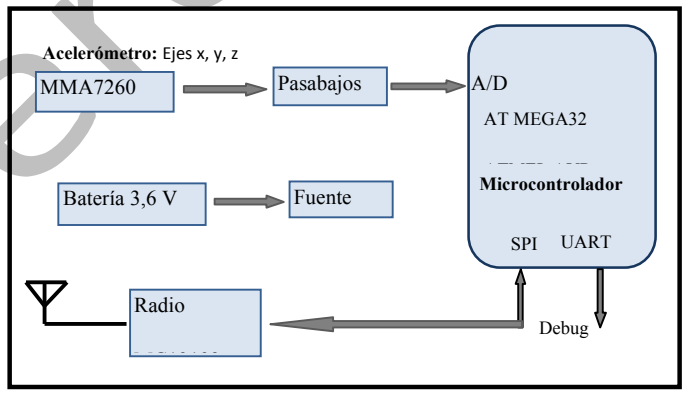


Figura 1. Diagrama en bloques del dispositivo portátil.

Las radios utilizadas son módulos comerciales de fabricación nacional y de bajo costo. El circuito, de dimensiones reducidas, está basado en la radio MC13192 de "Freescale", que implementa una comunicación de capa física IEEE 802.15.4 en 2,5 GHz, para comunicaciones de corto alcance y bajo

Iberdiscap

consumo de potencia. La capa física es la que utiliza el protocolo “ZigBee” y por eso generalmente se las nombra en forma equivalente [8].

Características principales:

- Chip MC13192 de Freescale
- Antena integrada en el PCB.
- 16 canales en 2,4 GHz
- Alimentación de 3,3V
- Tamaño de 5,5 x 2,5 cm^2
- Conector simple de 11 pines de 0,1”.

Figura 2. Vista frontal de la radio

Se diseñaron y armaron los circuitos impresos para evaluar y desarrollar la comunicación con la radio

ZigBee. Con este prototipo, se obtuvieron rutinas básicas de comunicación inalámbrica utilizando las radios basadas en el chip MC13192 de Freescale. Las características principales son:

- Dimensiones reducidas 5,5 cm x 3 cm).
- Componentes SMD.
- Alimentación del micro con 3,3V y regulador de baja caída para utilizar batería de 3,6V.
- Acelerómetro de tres ejes MMA7260.
- Conector para radio 802.15.4
- Microcontrolador ATMEGA32.
- Conexión opcional para acondicionador de señal de acelerómetro.
- Conexión opcional para programación del micro.
- Conexión opcional para módulo de comunicación serial RS-232.
- Circuito impreso doble faz, desarrollado con la herramienta KICAD de software libre (GPL).

Iberdiscap

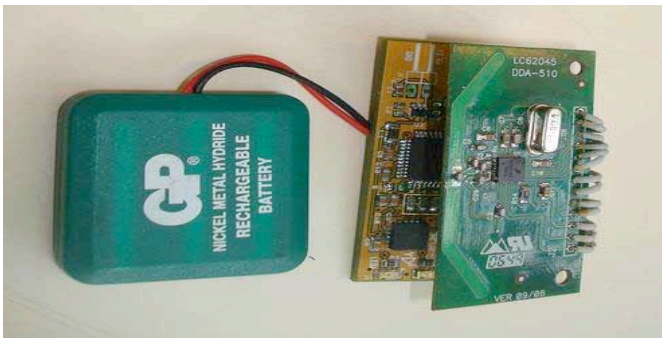


Figura 3. Vista de las placas acopladas y la batería.

El acelerómetro utilizado es el modelo MMA7260 de Freescale, el cual se trata de un circuito MEMs (micromaquinado) con varias escalas de sensibilidad seleccionables. Sus características principales son [9]:

- Sensibilidad seleccionable (1,5g/2g/4g/6g)
- Bajo consumo de corriente: 500μA
- Operación en bajo voltaje: 2,2 V a 3,6 V
- Encapsulado 6x6x1,45mm^3 Quad Flat No-Lead (QFN).
- Alta sensibilidad (800 mV/g en escala de 1,5 g)
- Acondicionador de señal con filtro pasa bajo.
- Bajo costo.

Las rutinas de control de radio 802.15.4 se desarrollaron en lenguaje C. Estas rutinas permiten la transmisión de paquetes de datos y selección de canal, realiza además la conversión de los canales analógicos provenientes de acelerómetro y transmite la información por la radio.En el receptor un circuito similar recibe la información y la transfiere al puerto serie, donde es leída por un programa terminal en la PC que guarda inmediatamente los datos en un archivo, para graficar y/o analizar posteriormente. En la Figura 3 vemos el montaje del conjunto completo de las dos placas con la batería. En este caso la batería recargable de níquel-Metal (Ni-MH), se eligió de la mayor capacidad posible con la restricción de entrar con el registrador en una caja de 25 x 35 x 55 mm^3, con una capacidad de 300 mA/h [12].

El consumo total del conjunto registrador y transmisor es de 0,007 A mientras está trasmitiendo la radio. Este proceso es el que utiliza la mayor parte de la energía de la batería y por lo tanto su duración, realizando una trasmisión continua de los valores registrados de los tres ejes del acelerómetro, es de aproximadamente 40 horas. La frecuencia de muestreo de la señal de cada uno de los ejes del acelerómetro es de 50 veces por segundo, lo cual es suficiente para esta aplicación, pero está limitada principalmente por la velocidad de la línea serie. Sin embargo, esta condición es fácil se superar en trabajos que requieran mayor cantidad de datos ya que por ejemplo a 115200 baudios se podría trasmitir los tres canales en 100 ms. Obviamente la duración de la batería puede alargarse si no se necesita una trasmisión permanente de los datos o incluyendo en el sistema una memoria que almacene la información y se trasmita compactada en una fracción de tiempo [10].

CARACTERÍSTICAS DEL MOVIMIENTO HUMANO

El acelerómetro utilizado en la evaluación de la actividad física debe suministrar un registro preciso de las frecuencias y amplitudes de aceleración involucradas en el movimiento. En esta aplicación son muy bajas y los valores más elevados, tanto en frecuencia como en amplitud, pueden esperarse durante una carrera o en un salto. Al caminar a velocidad normal, la mayor parte de la energía de aceleración, en la parte

iberisap

superior del cuerpo, se encuentra en 0,8-5 Hz. Las aceleraciones más abruptas ocurren en los pies, en la dirección vertical, durante el golpe de talón y algunas veces alcanza los 60 Hz [2]. El contenido en frecuencia de las actividades diarias ha sido estudiado por Sun y Hill [15], quienes realizaron su análisis usando transformada rápida de Fourier (FFT) y encontraron que la mayor banda de energía está entre 0,3-3,5 Hz. Para la amplitud de la aceleración, la gran mayoría de los movimientos realizados en la vida diaria están cubiertos por la escala de ±1,5 g que hemos seleccionado. Evidentemente, en la aplicación cubierta en este trabajo, el agregado de un filtro pasa bajo, con una frecuencia de corte abrupta entre 5 y 10 Hz, elimina la mayor parte de los ruidos y mantiene la información necesaria para determinar el estado de movimiento o no de un adulto mayor [12].

Si bien el ancho de banda del acelerómetro es mucho mayor que las frecuencias mencionadas en la bibliografía, en esta primera aproximación se optó por no incorporar ninguna clase de filtro que lo reduzca y analizar durante el procesamiento mediante "Matlab", la mejor configuración de filtrado según la aplicación que se desee implementar.

3. MEDICIONES Y ANÁLISIS

Las mediciones se realizan utilizando un dispositivo completo con su batería incluida, colocado en la cintura de un sujeto de prueba y adherido al cuerpo mediante un cinturón ajustado. La electrónica y la batería dentro de la caja se fijan a ella mediante placas de gomaespuma que impiden que golpee contra las paredes. Al mismo tiempo las placas funcionan como filtro mecánico contra la entrada de vibraciones externas de alta frecuencia, lo que reduce notoriamente este tipo de ruido. La ubicación espacial del dispositivo es tal que el eje Z se encuentra en la dirección vertical del sujeto parado y su dirección de avance en el sentido del eje Y.

La calibración de posición del dispositivo se realiza colocándolo sobre una mesa horizontal, sobre la que se mueve la caja en el plano de la mesa (X, Y) y se registran los valores de aceleración, fundamentalmente para verificar los ceros en cada eje. A partir de este momento las desviaciones del valor 0 y/o ±1 de la aceleración están relacionadas con la posición en que se instala el acelerómetro sobre el cuerpo.

Una frecuencia de muestreo inferior a los 50 Hz utilizados aquí, sería adecuada teniendo en cuenta que el ancho de banda de datos de interés de la movilidad es inferior a 3 Hz. Por lo tanto, una frecuencia de muestreo de 6 Hz sería suficiente para satisfacer el criterio de Nyquist. El uso de una menor frecuencia reduciría el tamaño de los archivos de datos, sin embargo en la actualidad la cantidad de datos que se almacenan a esa frecuencia no presenta problemas y adicionalmente permite la aplicación de análisis más complejos, como por ejemplo la FFT (transformada rápida de Fourier) que requiere gran cantidad de puntos para definir las frecuencias en el campo transformado.

En la detección de situaciones peligrosas relacionadas con adultos mayores, el primer planteo que conviene analizar es lo que ocurre con el adulto a partir de condiciones estáticas, clásicamente parado o sentado, que establece la situación inicial del sujeto. Se determina esa posición y luego un cambio de ella, en una caída por ejemplo. La situación estática inicial permite una comprobación rápida de la calibración del sistema y a partir de allí se genera el contexto de movimiento a analizar. En este caso hemos elegido dos escenarios de caída lenta, que representan posibles desmayos, una estando parado y la otra a partir de estar sentado en una silla.

iberdisc.ap

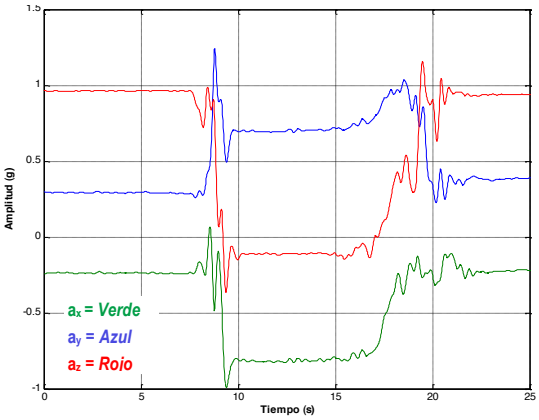


Figura 4. Caída de sujeto parado (señal filtrada).

En la figura 4 se muestra el registro de los datos de una persona parada aproximadamente durante 8 segundos, que luego se deja caer al suelo como si se hubiera desmayado. Considerando el eje vertical (Z), podemos apreciar en el gráfico que una aceleración cercana a 1g indica que inicialmente el sujeto está parado y luego de un cambio abrupto el valor de a_z queda cerca de cero indicando que la posición de ese eje es casi horizontal. A los 20 segundos se levanta y vuelve a la posición inicial [3].

En la evaluación inicial de los datos se ha utilizado un filtro pasa bajos de tercer orden con una frecuencia de corte en 2,5 Hz para el análisis de la posición del sujeto. Este filtro permite detectar los niveles de continua, que representan el estado estático en forma bien definida, descartando los movimientos erráticos que a veces generamos en forma inconsciente. El eje Z en particular muestra el valor 1g para la aceleración del sujeto de pie y -0,2g para el sujeto en el suelo. Esta diferencia de nivel es fácilmente detectable y junto con los otros ejes, permite diferenciar los desmayos en un adulto mayor. Un análisis similar se puede hacer con los datos de la figura 7 donde la posición inicial es “sentado”. Estos últimos datos tienen aplicado un filtro de media, más suave que el anterior.

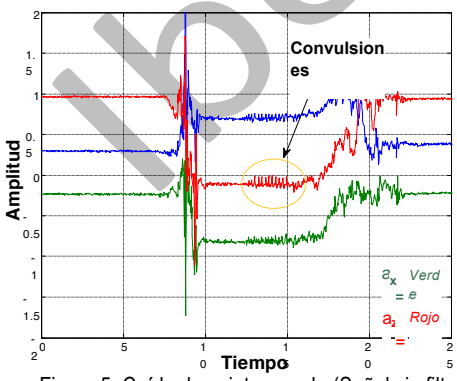


Figura 5. Caída de sujeto parado (Señal sin filtro).

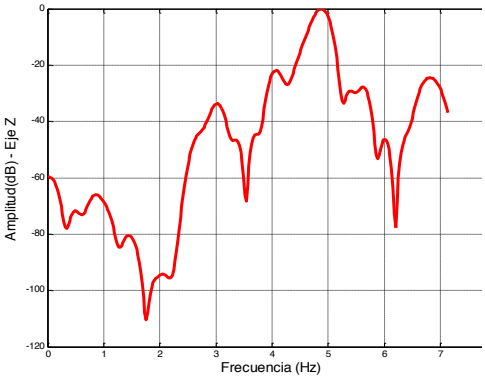


Figura 6. Espectro de Fourier de convulsiones.

Iberoisap

Si bien un filtro como el mencionado es suficiente para evaluar una caída, no sucede lo mismo con otros eventos de importancia que pueden ocurrir simultáneamente o incluso puede ser difícil distinguir una caída de un evento en que el sujeto se acuesta voluntariamente, por ejemplo. Si recuperamos la señal completa, sin filtrar, en el suceso del desmayo estando parado, como se observa en la en la figura 5. Entre los 12 y 17 segundos, se puede ver una pequeña oscilación que ha sido inducida para simular que el sujeto en el suelo está sufriendo convulsiones. Este detalle es muy fino y difícil de detectar a partir de la amplitud de la señal, pero la FFT detecta claramente que es una oscilación con frecuencia central de 4,9 Hz y su energía es mucho mayor que el resto de las frecuencias cercanas (figura 6). Para lograr una alarma relacionada con este hecho se debe eliminar la continua de la señal antes de realizar la FFT y procesar una ventana de 3 ó 4 segundos para buscar en el espectro un máximo en las proximidades esa frecuencia. Este procesamiento no es factible de realizar en el micro de la plaqueta de medición.

La detección de estos eventos como las convulsiones merece una consideración más detallada para que funcione correctamente. El espectro de energía de la caída está mayormente por debajo de 3,5 Hz, mientras que el levantarse, luego de la caída, tiene el pico en 1 Hz. Situaciones similares, que pueden diferenciarse claramente si se incluye la frecuencia en el análisis del movimiento, son de frecuencias muy bajas y cercanas entre sí en el espectro. Para detectar esto correctamente es imprescindible eliminar el nivel de continua de la señal. Normalmente esto se

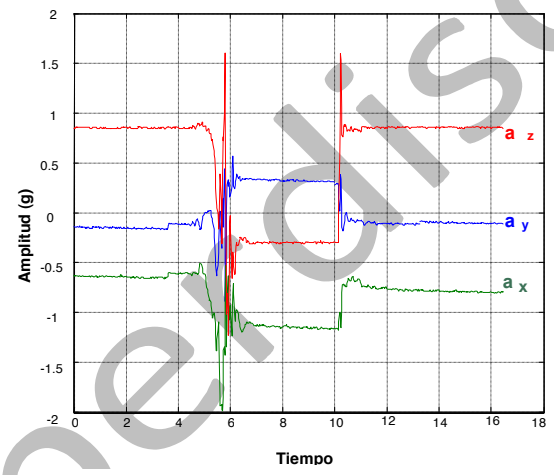


Figura 7.Caída desde posición de sujeto sentado.

concreta calculando una línea de tendencia en la señal y se la substrae de la misma, lo que en este caso no funciona ya que los niveles de continua varían abruptamente en este proceso, de modo que es imposible eliminarlos completamente. El mecanismo utilizado por nosotros consiste en restarle a la señal la misma señal filtrada que se obtuvo en la etapa anterior. Esto elimina completamente las variaciones en los niveles de continua de la señal.

Comparando las figuras 5 y 7 observamos que la señal generada en una caída tiene la misma forma, independientemente de cómo se halla originado esa caída. A partir de esta observación, una alternativa interesante que está siendo estudiada actualmente, para la detección de eventos con cambios bruscos consiste en utilizar una pequeña base de funciones digitalizadas que resulten de las mediciones de caídas y realizar el análisis en ventanas de tiempo de unos 4 segundos. La función digitalizada se extiende

Iberdiscap

aproximadamente 0,5 a 1 segundo (25-50 puntos) y se efectúa una covariancia cruzada con la ventana de medición.

El resultado que puede verse en la figura 8 muestra la aparición de un pico muy agudo de gran amplitud cuando aparece en la ventana de medición el evento buscado. Esta situación es óptima para la generación de una alarma en una situación de riesgo. Eventos similares pueden distinguirse muy bien teniendo en cuenta como varía el ancho del pico.

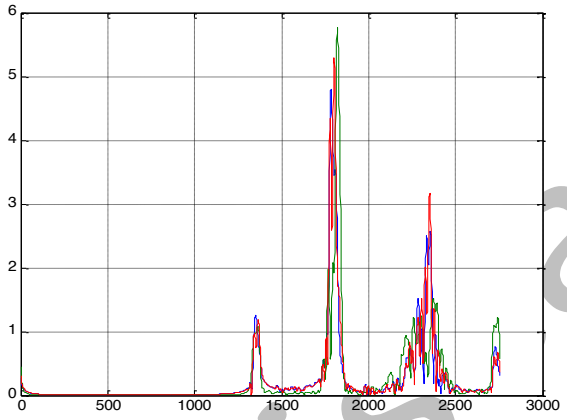


Figura 8. Covariancia cruzada con función de caída.

Estos ejemplos, tomados de muestras medidas en el laboratorio, dan una idea de la forma en que se trabaja al procesar la señal de movimiento de una persona, obtener de ella la información necesaria para detectar una situación de riesgo y enviar una alarma, o al evaluar el consumo energético, su rendimiento físico y determinar que hábitos debería modificar para lograr una mejor calidad de vida.

4. CONCLUSIONES

El análisis de la movilidad humana utilizando como sistema de medición un acelerómetro es un tema complejo para el cual se ha desarrollado una herramienta relativamente sencilla, fácil de replicar para estudios poblacionales y de bajo costo. El dispositivo implementado ajusta su funcionamiento a los parámetros de diseño y presenta una muy buena estabilidad en los cortos plazos ensayados, muy bajo ruido, trasmisión de la información registrada hasta 40 m del receptor y gran capacidad para incorporar procesamiento y almacenamiento de datos en forma local que pude ser desarrollado de acuerdo a las necesidades de la aplicación a la que dedique.

Asimismo, utilizando este valioso dispositivo, se ha mostrado una forma de análisis del movimiento en adultos mayores que en parte puede ser alojado en el procesador local y el resto en la PC receptora de la información, posibilitando rescatar parámetros de comportamiento para mejorar el estilo de vida de una persona en relación a su salud o la prevención de un accidente en el hogar.

Se deben realizar estudios más rigurosos para completar el análisis en diversas situaciones, establecer filtros adecuados para cada una de ellas, así como las ventanas de medición adecuadas para no perder información valiosa en cada estudio.

Referencias

Herdisap

[1] Haeuber, E., Shaughnessy, M., Forrester, L. W., Coleman, K. L. (2004). Accelerometer Monitoring of Home- and Community- Based Ambulatory Activity After Stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil., 8*5, 1997-2001.

[2] Bouten, C. V., Koekkoek, K. T., Verduin, M., Kodde, R., & Janssen, J. D. (1997). A triaxial Accelerometer and Portable Data Processing Unit for the Assessment of Daily Physical Activity. *IEEE Transactions Biomedical Engineering, 44* (3), 136-147.

[3] Lyons, G. M., Culhane, K., Hilton, D., Grace, P. A., & Lyons, D. (2005). A description of an accelerometer-based mobility monitoring technique. *Medical Engineering & Physics, 27*, 497-504.

[4] Mathie, M. J., Lovell, N. H., Coster, A. C., & Celler, B. G. (2002). Determining activity using a triaxial accelerometer. *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference*, *1*, págs. 2481-2482. Houston, TX.

[5] "A new platform advance based on IEEE802.15.4 wireless inertial sensors for motion caption and assessment" ; F. Brunetti, J.C.Moreno, A.F.Ruiz, E. Rocon, J.L. Pons; Proceeding of the 28 IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA, Aug. 30 Sep. 3 2006.

[6] Sergio Gwirc, Daniel Lupi, Diego Brengi, Fernando Marsilli, Christian Huy, "Sistema de Análisis de Traslación Humana Usando un Acelerómetro", Microelectronica Aplicada 2010,5 y 6 de julio de 2010, Universidad de La Matanza, Argentina.

[7] "Acelerómetro Inalámbrico para el Análisis del Caminar"; D. Lupi, S. Gwirc, D. Brengi, H. Madera, M. Canziani, I. Mark. VIX Workshop IBERCHIP, Puebla México, Febrero 2008.

[8] Hoja Datos ZigBee, Freescale MC9S08GT32

[9] MMA7260QT Data Sheet. Obtenible desde el sitio www.freescale.com

[10] Laibowitz, M., Gips, J., Aylward, R., Pentland, A., Paradiso, J.A., "A Sensor Network for Social Dynamics". *Proc. of the FourthInternational Conference on Information Processing in Sensor Networks (IPSN 05)*,Nashville, TN, April 19-21, 2005.

[11] "Measurement of energy expediture in elite athletes using MEMS-based triaxial accelerometers", Andrews Wixted, David.V. Thiel, Allan G. Hahn, Christopher, J. Gore, David,V. Paine, Daniel, A. James; IEEE Sensors Journal, Vol.7, No 4, April 2007.

[12] Daniel O. Lupi, Sergio Gwirc, Diego Brengi, Fernando Marsilli, Christian Huy, "Desarrollo de un Dispositivo Inalámbrico para la Estimación del Gasto Energético por Actividad Física Mediante Acelerometría, XVI Iberchip Workshop, Puerto Iguazú, Argentina, 2010.

[13] Meijer, G. A., Westerterp, K. R., Verhoeven, F. M., Koper, H. B., & ten Hoor, F. (1991). Methods to assesd physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers. *IEEE Biomedical Engineering, 38*, 221-229.

[14] Montoye, H., Washburn, R., Servais, S., Ertl, A., Webster, J. G., & Nagle, F. J. (1983). Estimation of energy expenditure by portable accelerometer. *Med. Sci. Sports Exerc., 15*, 403-407.

[15] Sun, M. S., & Hill, H. O. (1993). A method for measuring mechanical work and work efficiency during human activities. *J. Biomech, 26*, 229-241.

[16] Wong, T. C., Webster, H. J., Montoye, H., & Washburn, R. (1981). Portable accelerometer device for measuring human energy expenditure. *IEEE Transactions Biomedical Engineering, 28*, 467-471.

Iberdiscap

“Comunicación y TIC´s en alumn@s con pluridiscapacidad”

Alicia Ibáñez Granda

Incorporación de las TIC´s en el C.E.E. NUMEN
Experiencia Práctica

Resumen

Nos situamos en el Colegio de Educación Especial NUMEN de atención integral a alumn@s con pluridiscapacidad. Actualmente se escolarizan en el centro 29 alumn@s con múltiples discapacidades que precisan apoyos extensos y generalizados, ya que su afectación cerebral lleva consigo asociadas alteraciones en todas las áreas del desarrollo: cognitiva, motora, sensorial, afectivo-social, de autonomía y de comunicación.

Nuestra labor educativa consiste en mejorar la calidad de vida de nuestros alumn@s promoviendo el desarrollo de su personalidad, potenciando lo máximo posible sus capacidades y ofreciendo la igualdad de oportunidades.

Nos planteamos nuestro trabajo como un proceso de construcción, valoramos a los alumn@s en su globalidad partiendo de sus posibilidades y teniendo en cuenta sus limitaciones siempre desde una perspectiva de trabajo interdisciplinar.

1. Comunicación y TIC’s em nuestras

Dadas las características de nuestros alumn@s no se puede hablar en términos generales ya que estas características personales se traducen en unas necesidades individuales. Un alto porcentaje presenta graves alteraciones en la comunicación, llegando incluso a no existir intención comunicativa. Así, se han ido introduciendo las TIC´s en el centro como recurso multifuncional en el sentido que facilitan la comunicación, el acceso a la información, la estimulación de las diferentes vías de entrada de la información y son además en sí mismos herramientas de trabajo que permiten realizar diferentes tipos de actividades y aprendizajes, es decir, son un recurso más que facilita el proceso de Enseñanza – Aprendizaje.

2. Objetivos

La incorporación de las TIC´s en nuestro centro como apoyo a la comunicación y como herramienta de trabajo pretende:

- Mejorar el proceso de comunicación de nuestros alumn@s
- Aumentar la intencionalidad comunicativa

iberdiscap

- Mejorar la calidad de las interacciones comunicativas
- Ajustar el canal de comunicación más funcional para cada alumn@
- Optimizar la forma de acceso a las TIC´s más adecuado a las características individuales
- Facilitar el acceso y el proceso de Enseñanza – Aprendizaje

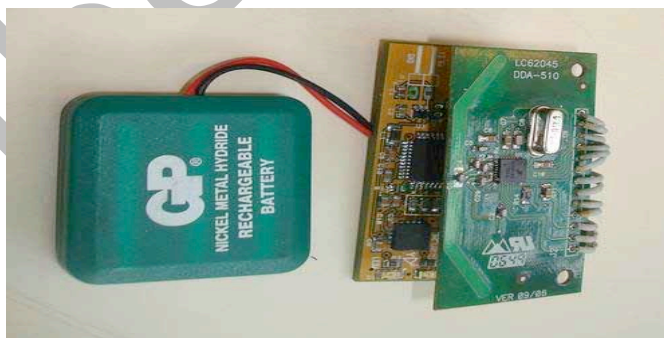
3. Contenidos

Para lograr la consecución de estos objetivos se trabajan las TIC´s en las aulas aplicadas a diferentes áreas y bloques de contenidos:

- Procesos comunicativos
- Estructuración espacial
- Organización espacio – temporal
- Estimulación sensorial (visual, auditiva y táctil)
- Relaciones causa – efecto
- Conceptos (conceptos básicos numéricos, espaciales, temporales…)
- Lecto – escritura

4. Metodología

La metodología utilizada parte del aprendizaje significativo donde el alumn@ es el sujeto activo de todo el proceso. Partiendo de aquí se seleccionan los contenidos que más se ajusten al nivel de desarrollo individual, a las experiencias previas y a los distintos contextos en los que interacciona con el fin de garantizar la funcionalidad de los aprendizajes.



La planificación de la intervención con estos alumn@ es un trabajo interdisciplinar en el que participan, se organizan y coordinan todos los miembros implicados en el proceso de Enseñanza –Aprendizaje teniendo en cuenta los ámbitos perceptivos de estimulación (visual, auditivo y táctil).

Prediscap

5. Selección de TIC´s

Para la elección del canal de comunicación más adecuado así como las herramientas TIC´s que mejor se adaptan a cada individuo se tienen en cuenta las necesidades y características individuales referidas a las siguientes áreas:

- Área de Comunicación
  - Intención comunicativa
  - Comprensión de vocabulario
  - Emisiones vocálicas
- Área Visual
  - Respuesta corporal y visual ante un punto luminoso, fijo o en movimiento
  - Reacción visual ante figuras
  - Seguimiento visual de objetos en diferentes condiciones de iluminación, en reposo o en movimiento, diferentes tamaños…
- Área Auditiva
  - Movimientos corporales ante el sonido
  - Orientación hacia la fuente del sonido y seguimiento de éste
  - Interés y atención en la percepción de los sonidos
- Área Motora
  - Posición de las manos
  - Movilidad de las manos
  - Uso funcional de las manos
  - Presión / prensión de objetos
  - Control voluntario de alguna parte del cuerpo (cabeza, mano, dedo, pierna…)

6. Organización de los recursos

- ESTRUCTURACIÓN AMBIENTAL:

  Se ha llevado a cabo un programa de estructuración ambiental de manera que todos los espacios del centro escolar están etiquetados con su pictograma correspondiente.

  Se pretende que la información llegue a los alumn@s por el máximo número de canales posible (visual, auditivo y táctil). Para ello se trabajan los "Horarios", que son unos paneles informativos adaptados a las necesidades individuales de cada niñ@ y a partir del cual se anticipan las actividades que se van a realizar. Estos horarios tienen clave visual (pictograma), clave auditiva (comunicador de 1 mensaje) y clave táctil (objeto relacionado con la actividad).

  Forman parte de esta estructuración ambiental los paneles informativos (panel de responsabilidades, panel de menú…) y las agendas diarias, en las que los alum@s trabajan la organización espacio-temporal de las actividades del día.
- COMUNICADORES

  Una vez establecido el punto de partida de cada alumn@ y determinadas las necesidades individuales, se plantea el tipo de canal de comunicación más funcional.

Iberdiscap

Partimos de lo más sencillo, como son los comunicadores de 1 mensaje elaborados con "bla-blas", big-mack, Express One…hasta comunicadores de varios mensajes y niveles (Super-Talker, voice-pal 8, Tupper Comunicativo).

Algunos de estos comunicadores se convierten en pulsadores y se trabajan como tal con juguetes adaptados, siendo los niñ@s los protagonistas de su propio juego.

- ACCESO AL ORDENADOR

Las herramientas de acceso al ordenador se establecen en función de las posibilidades del alumn@ (sobre todo en relación a la discriminación visual, auditiva y sus habilidades motoras). Para acceder al ordenador contamos en el centro con ratones adaptados, pulsadores (de pedal, de émbolo, de bamboleo…), pantallas táctiles, Tablet-PC y Ipod.

- COMUNICACIÓN Y NUEVAS TECNOLOGÍAS

Una vez establecida la vía de acceso al ordenador se seleccionan las actividades más funcionales adaptadas a las necesidades de cada alumno. En función de las características de éstos se trabaja con diferentes programas y se elaboran actividades adaptadas.

Power Point: permite trabajar diferentes tipos de conceptos y habilidades, hacer paneles de comunicación controlados por barridos, juegos con click de ratón.…

Plafones: Partiendo del proyecto fressa 2009 se trabajan paneles de comunicación y de trabajo manejados con pantalla táctil o con barrido.

Pantalla Táctil: ofrece al alumn@ mover objetos con el dedo, con lo que los contenidos y posibilidades de trabajo son infinitos.

Ipad: reproductor digital que ofrece múltiples utilidades dentro del aula

Bibliografia

Basil,C. Ruiz, R.: "Sistemas de Comunicación no vocal", Madrid (1985)

CarrioDíaz, Mario (2005). Diseño de recursos para alumnos con discapacidad visual. ***Observatorio tecnológico del Ministerio de Educación y Ciencia. Documentos. Monográficos***

García Villalobos, Julián (2005). Las tecnologías digitales en el aula para los alumnos con discapacidad visual. ***Observatorio tecnológico del Ministerio de Educación y Ciencia. Documentos Monográficos*** *[en línea]. Disponible en* http://observatorio.cnice.mec.es/modules.php?op=modload&name=News&file=article&sid=320

Portal CREENA – Centro de Recursos de Educación Especial de Navarra
http://www.pnte.cfnavarra.es/creena/

ASPACE – Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a Personas con Parálisis Cerebral y Afines.
http://www.aspace.org

Portal ARASAAC – Portal Aragonés de Sistemas Aumentativos y Alternativos de Comunicación
http://www.catedu.es/arasaac/

CENTRO ESTATAL DE AUTONOMÍA PERSONAL Y AYUDAS TÉCNICAS (CEAPAT). Catálogo de Ayudas Técnicas de Acceso al Ordenador.
http://www.catalogo-ceapat.org

Iberdiscap

Sistema electromecánico multimodal para enseñanza básica del Braille

Pablo Jorge Palacios,Sira Palazuelos Cagigas, José L. Martín Sánchez, Javier Macías Guarasa

Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá. Alcalá de Henares, Madrid, España.

Tlf.+34 918856581 Fax: +34 918856591

pjorgepalacios@yahoo.es, sira@depeca.uah.es, jlmartin@depeca.uah.es, macias@depeca.uah.es

Resumen. Este artículo presenta un sistema electromecánico multimodal para la enseñanza básica del Braille: letras, números y signos. El sistema está compuesto por un ordenador con una aplicación propia instalada que presenta una serie de ejercicios y almacena los resultados de cada usuario. Al ordenador se conectan una serie de periféricos que confieren al sistema una gran flexibilidad de entrada y salida para adaptarse a las necesidades de usuarios de características diferentes: monitor, teclado y ratón convencionales (para los usuarios que puedan utilizarlos), un cubreteclado que adapta el teclado para escribir en Braille, un micrófono, altavoces, un teclado Perkins, un sistema de entrada de macrotipos (signos de gran tamaño) Braille basado en interruptores, un sistema de salida de macrotipos Braille en relieve que utiliza servomotores y un sistema de visualización de datos Braille con LEDs. Puede ser utilizado por cualquier persona interesada en aprender Braille (tenga deficiencias visuales o no).

Palabras clave: Braille, sistema electromecánico multimodal, enseñanza, macrotipos, estímulos multisensoriales.

1. Introducción

El Braille es un sistema de sustitución sensorial (técnica que sustituye un sentido dañado por otro no dañado) basado en el tacto, diseñado para que las personas con deficiencia visual tengan acceso a la lectura y escritura (táctil). El elemento básico en el método Braille es el signo generador, que está formado por seis u ocho puntos en relieve dispuestos en una matriz de tres o cuatro filas y dos columnas con la distribución y numeración indicadas en la figura 1. La combinación y disposición de esos puntos permite representar 63 símbolos. [1]

El aprendizaje del sistema Braille es complejo y suele ser lento. Es preciso que el alumno siga un programa secuenciado y sistemático. Para poder familiarizarse con la estructura básica del sistema Braille e interiorizar la estructura espacial del signo generador, el alumno debe tener la madurez digito-manual suficiente como para poder realizar un correcto barrido del espacio bidimensional.

Una vez que el alumno conoce y está familiarizado con la estructura básica, debe localizar espacialmente e identificar cada uno de los puntos del signo. Para realizar ejercicios en este campo tradicionalmente se han utilizado juegos como la “huevera”, la regleta amarilla, y la pizarra de preescritura Braille, entre otros [2] [3]. A continuación se describe brevemente cada uno de ellos.

La “huevera” es el recipiente que se utiliza para el envasado de media docena de huevos. Es un material sencillo y su tamaño resulta adecuado para los niños. Los primeros ejercicios con la huevera están

iberoliscap

encaminados a ir explorando la disposición de los seis huecos en las dos columnas de tres filas y así asimilar la estructura espacial.

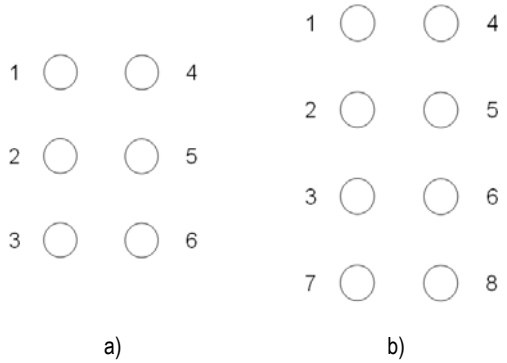


Figura 1. Identificación de los puntos Braille en los signos generadores de a) 6 puntos y b) 8 puntos.

La regleta amarilla es un soporte de plástico y madera en color amarillo, que alberga una línea de cajetines Braille, de tamaño suficientemente grande para que el niño pueda insertar en ellos unos clavitos sin dificultad.

La pizarra Braille, pauta o regleta de iniciación, consta de una bisagra que une dos láminas de plástico o metal. La lámina superior está constituida por cajetines rectangulares, y la lámina inferior está formada por matrices de seis agujeros, de manera que al cerrar la pauta, cada matriz o rectángulo de agujeros de la lámina inferior queda encerrado por cada cajetín rectangular de la lámina superior, quedando el papel entre ambas láminas. Para escribir de forma manual un texto Braille es necesario disponer también de un punzón, con el que se presionará en las posiciones adecuadas, determinadas por las matrices de agujeros, para generar el relieve en el papel. El proceso de escritura debe realizarse de derecha a izquierda, en orden inverso al de lectura e invirtiendo la numeración de los puntos del cajetín, para que, de esta forma, al darle la vuelta al papel se pueda leer correctamente en relieve de izquierda a derecha.

Para hacer a los niños más fácil y ameno el aprendizaje del Braille es conveniente que se les proporcione diverso material didáctico, manipulativo, motivador y variado, incluyéndose, por ejemplo, juguetes o sistemas electromecánicos.

Entre los juguetes, la muñeca Braillín [3] (clásica muñeca de trapo de vivos colores y diversas texturas, en cuyo torso se encuentra el signo generador Braille) permite familiarizarse con la estructura espacial del Braille mediante el juego.

El sistema “mouskie” [4] es un ratón con dos signos generadores Braille de pequeño tamaño situados en la parte superior, diseñado para enseñar la codificación Braille. Cuando el usuario teclea una letra del teclado, ésta aparece en la pantalla junto a su síntesis vocal, a la vez que aparece el carácter en Braille en el ratón.

El sistema electromecánico “e_Braille” [5] se conecta como periférico al ordenador y permite trabajar con un macrotipo (signo generador Braille de gran tamaño) y un signo generador pequeño, además de poder visualizarlo con LEDs (diodos emisores de luz, Light Emitting Diodes). Existe la posibilidad de activar o desactivar la pronunciación.

En este artículo se describe un sistema electromecánico multimodal para la enseñanza básica del Braille caracterizado por abarcar gran diversidad de métodos simultáneos de entrada y de salida que permite la enseñanza del Braille adaptada a las posibilidades de la mayor cantidad posible de usuarios. El hecho de

Iberoriscap

soportar entradas y salidas Braille y audio proporciona ya varias posibilidades a los usuarios sin visión. Si el usuario tiene visión (normal o al menos un resto) se podrá beneficiar también de los signos Braille visuales (basados en LEDs) y de la visión de los signos alfanuméricos en la pantalla. La posibilidad de tener múltiples representaciones de los signos beneficia en gran medida el proceso de aprendizaje.Su utilización favorece el acceso de los usuarios a las nuevas tecnologías.Se plantea como un producto de apoyo al aprendizaje para personas con deficiencias visuales, aunque puede ser utilizado por cualquier persona interesada en aprender Braille.

2. Arquitectura y funcionamiento del sistema

En sistema que se describe en este artículo es una herramienta o recurso educativo para la enseñanza del Braille básico basado en una serie de ejercicios didácticos apoyados en recursos electromecánicos multimodales. A través de los ejercicios el niño, con limitación visual o no, entra en contacto con las letras, los números y signos de puntuación en Braille.

En la figura 2 se muestran todos los elementos que forman el sistema global.

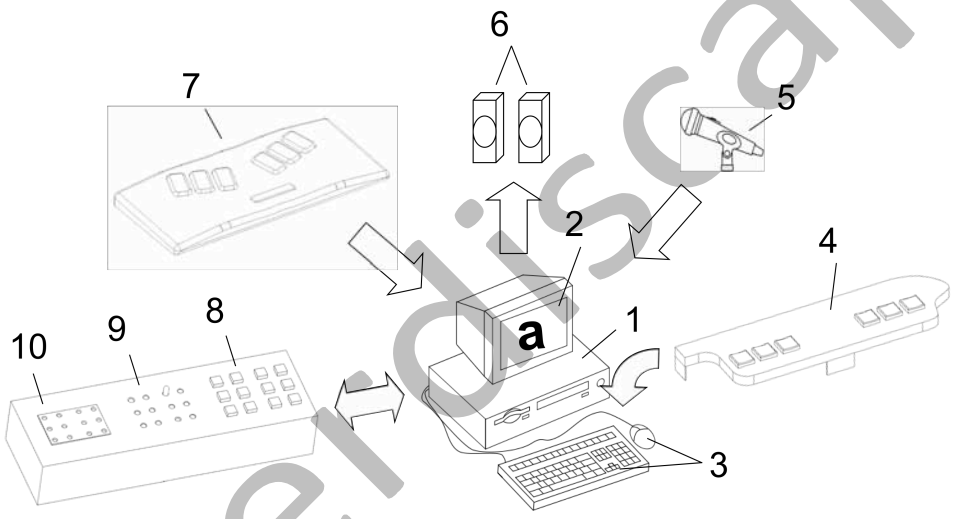


Figura 2. Arquitectura global del sistema tiflotécnico. 1: Ordenador. 2: Pantalla. 3: Teclado y ratón convencionales. 4: Cubreteclado. 5: Micrófono. 6: Altavoces. 7: Teclado Perkins. 8: Sistema de entrada (botonera) de macrotipos Braille. 9: Sistema electromecánico de salida Braille en relieve. 10: Sistema luminoso de salida Braille.

El funcionamiento del sistema está basado en la actuación (coordinada por el ordenador(1) y la aplicación específica instalada en él) de todos los periféricos conectados a dicho ordenador, que son los siguientes:

- Una pantalla (2) para mostrar los menús de la aplicación y las preguntas y respuestas a los ejercicios. Solo podrán utilizarlo los usuarios con restos visuales suficientes.
- El teclado y el ratón (3). Sólo podrán utilizar el ratón los usuarios con restos visuales suficientes. El teclado convencional puede utilizarse directamente o con un cubreteclado que adapta el teclado convencional para escribir en Braille (4) (carcasa que se sitúa sobre el teclado convencional y oculta las letras del teclado alfanumérico). Tiene 6 u 8 botones que se sitúan sobre 6 u 8 teclas del teclado, y con ellos puede escribir como si fuera un teclado Braille. Permite utilizar todas las funciones del teclado convencional que se corresponden con las teclas no cubiertas, sustituyendo solamente la parte alfanumérica del teclado.

Iberdiscap

- Un micrófono (5) que capta las señales de audio y las envía al ordenador (1), donde se reconocen los comandos vocales y respuestas a los ejercicios. Esta opción es la que utilizan los usuarios que no conocen todavía Braille y no pueden utilizar los métodos convencionales de entrada (3).
- Unos altavoces (6), conectados al ordenador, que incluye un sistema de síntesis de voz, utilizada por la aplicación para: enunciar los ejercicios al usuario, leer las opciones de los menús y pedir confirmación de comandos dados por voz cuando se haya reconocido con poca fiabilidad. Este sistema de salida es muy importante, sobre todo si se tiene en cuenta que la mayor parte de los usuarios del sistema tendrán muy poca o nula capacidad visual.
- Un teclado Perkins (7), que permite introducir texto en Braille en el ordenador. Se utiliza cuando el usuario ya tiene cierto conocimiento del Braille.
- Un sistema de entrada de macrotipos Braille (8), basado en interruptores con dos posiciones: arriba y abajo. El ordenador (1) detecta su posición, estableciendo el equivalente Braille de la combinación de puntos indicada por los elementos pulsados, y se lo transmite a la aplicación (como respuesta a un ejercicio, por ejemplo).
- Un sistema de salida de macrotipos Braille en relieve (9), formado por 12 puntos (2 signos). Para elevar cada punto utilizan servomotores y émbolos. La parte superior de los émbolos está recubierta de un material cuyo tacto (forma y textura) es similar al de las líneas Braille para facilitar la transición futura de los usuarios a ese medio de salida de datos cuando conozcan el sistema Braille. La altura que toman los émbolos para representar el signo Braille es configurable a nivel de programación.
- Un sistema de visualización de datos Braille (10) que utiliza LEDs situados en las posiciones de los puntos de dos signos generadores, que se encienden o no indicando los puntos que se deben elevar. Está orientado a usuarios con restos visuales suficientes.

Dado que el colectivo fundamental al que está orientado el sistema es el infantil, el tamaño de los macrotipos de entrada y salida (determinado por la posición de interruptores, émbolos y LEDs respectivamente) está diseñado de forma que permite su manipulación óptima por los niños.

A nivel de programación, en el ordenador se ha instalado la aplicaciónLearnBraille. En la Figura 3 se muestran sus bloques principales.

LearnBraille se encarga fundamentalmente de las siguientes funciones:

- Coordinar y sincronizar el funcionamiento de los periféricos de entrada y salida vistos anteriormente. Parte de los periféricos (8, 9 y 10) están conectados al ordenador a través del puerto serie RS-232 o a través del puerto USB. La comunicación con ellos también es controlada por esta aplicación.
- Configuración de opciones: *LearnBraille* permite modificar el tipo y color de la letra, el color del fondo, y cambiar los parámetros de la voz para adaptarse a las necesidades y/o preferencias de los usuarios.
- Gestión de usuarios: identifica a cada usuario cada vez que ejecuta el programa y almacena de forma independiente tanto su configuración (por ejemplo, características de la voz, o tipo y tamaño de letra, para usuarios con restos visuales)como sus resultados. Así permite el uso del programa por distintas personas, con preferencias y evolución diferentes sin intercambiar la información entre ellos.

Iberdisap

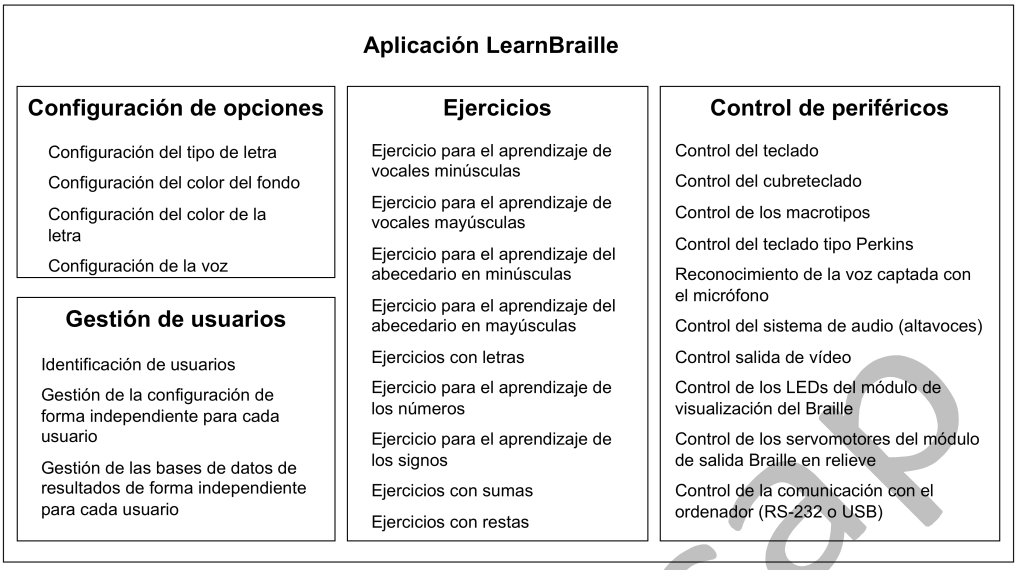


Figura 3.Diagrama de bloques de a aplicación LearnBraille.

- Proponer al usuario ejercicios para aprendizaje y evaluación del Braille: contiene ejercicios sobre letras (mayúsculas y minúsculas), números, signos y sencillas operaciones matemáticas. En la primera fase se proporcionan al usuario de forma multimodal (a través de todos los medios de salida disponibles: pantalla-monitor, altavoces, Braille en relieve y Braille luminoso) las representaciones de las letras, números o signos que se deben aprender en el ejercicio concreto. Proporcionar la salida de forma multimodal y tan completa (simultáneamente de forma visual, auditiva y en distintas opciones de Braille) facilita el proceso de aprendizaje al recibir el niño estímulos multisensoriales de cada carácter.Una vez aprendido, el sistema evalúa su conocimiento realizando preguntas a las que se debe responder con una letra, número o signo, y recibe la respuesta del usuario en el método de entrada utilizado dependiendo del ejercicio (teclado convencional, con o sin cubreteclado, sistema de captación de voz o las distintas posibilidades de entrada Braille (teclado Perkins o botonera). Por último, almacena en una base de datos los resultados de los ejercicios didácticos de cada usuario por separado y su corrección o no, y para permitir su análisis posterior por parte del profesor.

Por ejemplo, el proceso que seguiría *LearnBraille* para la enseñanza de las vocales sería el siguiente: en la primera fase el usuario introduce la vocal que desea aprender en Braille por cualquiera de los métodos de entrada disponibles (fundamentalmente por el teclado convencional (si tiene capacidad para ello) o por el micrófono (ya que en esta fase todavía no sabe escribirla en Braille). También puede utilizar las teclas arriba-abajo para recorrer las vocales secuencialmente. Por cada vocal, la letra se muestra en la pantalla en gran tamaño, la síntesis de voz la pronuncia, se muestra el símbolo en Braille para su visualización encendiendo los LEDs correspondientes y se elevan los émbolos adecuados en el sistema de salida Braille en relieve como se ha explicado anteriormente. Este proceso se puede repetir tantas veces como sea necesario, hasta que el usuario considere que ha aprendido los caracteres del ejercicio (en este caso las vocales).

A continuación se realiza el ejercicio de evaluación, cuyo flujo básico de trabajo se muestra en la Figura 4. Un ejemplo de ejercicio de evaluación puede ser el siguiente: en primer lugar la aplicación pregunta al

Iberoscap

usuario por una letra determinada y, a continuación, el niño debe introducir dicha letra por cualquiera de los métodos disponibles. La aplicación puede preguntar por los altavoces, y esperar una entrada en Braille, o puede preguntar en Braille, por la salida de datos Braille en relieve, y esperar una respuesta de voz o con el teclado convencional, por ejemplo. En caso de entrada por voz, las señales introducidas en el ordenador deben pasar a un reconocedor de voz que las convertirá, en este caso concreto, en vocales. Si el algoritmo de reconocimiento no está seguro de que ha entendido bien la vocal, el sistema utiliza el sintetizador de voz y el altavoz para repetir lo que ha entendido, y el usuario lo confirmará o repetirá hasta que el sistema reconozca con suficiente fiabilidad la vocal deseada.Una vez la aplicación recibe la respuesta, valora si el usuario ha respondido bien o mal, muestra la realimentación adecuada (dependiendo de la corrección o no de la respuesta) por todos los medios de salida simultáneamente y almacena la respuesta, y si es correcta o no, en la base de datos del usuario para su posterior análisis por el profesor.

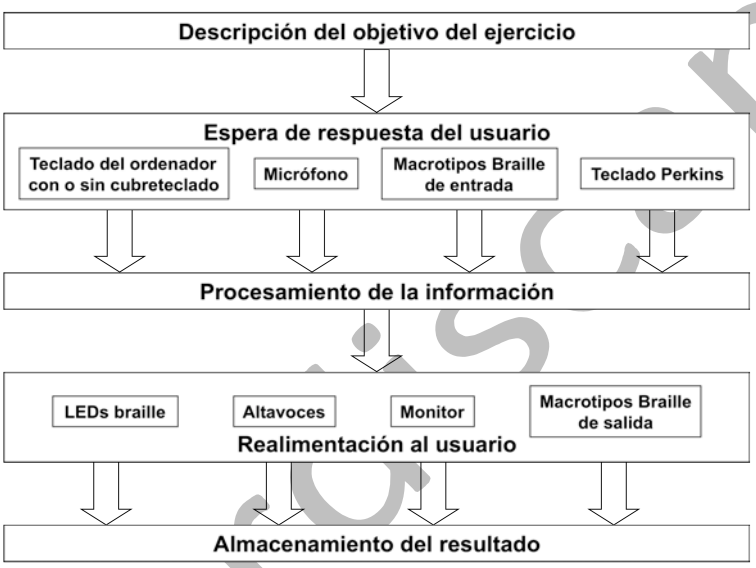


Figura 4.Diagrama de flujo de los ejercicios de evaluación.

El mismo proceso se sigue con el resto de las letras, los números y los signos.El último de los ejercicios disponibles en el sistema consiste en la realización de operaciones matemáticas sencillas: se plantea una operación y el niño introduce el resultado por cualquiera de los métodos de entrada Braille, la aplicación evalúa el resultado, proporciona la realimentación adecuada y almacena el resultado y su corrección o no para su posterior evaluación.

3. Conclusiones

En este artículo se ha presentado un sistema electromecánico multimodal para la enseñanza del Braille básico (letras, números y signos) dirigido a usuarios con o sin problemas de visión.

El funcionamiento del sistema se basa en la actuación coordinada por una aplicación instalada en el ordenador de los siguientes periféricos: pantalla, teclado y ratón convencionales, cubreteclado, micrófono, altavoces, teclado Perkins, botonera de macrotipos Braille, sistema de salida Braille en relieve y sistema luminoso de salida Braille. Esta serie de posibilidades de entrada-salida tanto en relieve como por sonido y por estímulos visuales (para personas con capacidad para verlos) permite que los usuarios reciban la información de forma óptima según sus posibilidades y preferencias.

Inergisap

El proceso habitual para el aprendizaje se ha implementado, en dos pasos: una primera fase de enseñanza, en que se muestra la representación Braille de los caracteres tantas veces como el usuario lo demande y, a continuación, una etapa de evaluación en que el sistema interroga al usuario sobre los caracteres aprendidos y almacena el resultado, para su análisis posterior por parte del profesor. Tanto los resultados como las preferencias de cada usuario son almacenados de forma independiente para cada uno, permitiendo el uso del sistema por múltiples usuarios.

Se ha presentado un sistema de enseñanza del Braille multimodal, de gran flexibilidad y que optimiza el proceso de aprendizaje, ya que los usuarios reciben simultáneamente estímulos multisensoriales de cada carácter.

Referencias

[1] Página web ONCE http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/braille

[2] Alonso Serrano A. "El braille". http://issuu.com/eeateneaalonso/docs/el_braille

[3] http://www.juntadeandalucia.es/averroes/caidv/interedvisual/ftp/guia_didactica_uso_braillin.doc "Guía didáctica para uso de braillín".

[4] http://www.braillecode.ch/492/Espa%C3%B1ol/Voyant/Mouskie.html "Un nuevo e innovador métodode aprendizaje del Braille"

[5] Oscar Patricio Loza Peñaloza. "Sistema electrónico braille para la ayuda en el aprendizaje de personas no videntes". http://mail.ups.edu.ec/universitas/publicaciones/universitas7/contenidospdf//sistema%20braille.pdf

Iberdiscap

Iberdiscap

Ambiente virtual para auxiliar surdos na construção de frases com diferentes tempos verbais

J.C.L. Fernandes[1, 2, 3] , S.C.M. Rodrigues[1]

[1]UMC – Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil, 5511 4798-7105, silviac@umc.br
[2] FATEC SCS – Faculdade de Tecnologia de São Caetano do Sul , São Paulo, Brasil, 5511 4232-9552, jlopesf@terra.com.br
[3] IMT – Instituto Mauá de Tecnologia, São Caetano do Sul , São Paulo, Brasil, 5511 4239-3000, jlopesf@maua.br

Resume—O foco deste trabalho é auxiliar os alunos com necessidades especiais auditivas, os surdos, na construção de frases, em conformidade com os tempos verbais da língua portuguesa. Os surdos de forma geral possuem grande dificuldade de aprendizagem, eles em seus primeiros anos de vida, estão privados da comunicação acústica, ou seja, não possuem um contato direto com o som de palavras e expressões simples do cotidiano, desta forma elas passam a não fazer parte de seu "vocabulário". Através do levantamento bibliográfico e o contato realizado com professores da educação de surdos, verificou-se que os alunos alfabetizados em uma linguagem de sinais têm grande dificuldade em aprender uma linguagem escrita, a estrutura da língua de sinais não fornece apoio suficiente para os tempos verbais entre outros problemas observados; ao transcrever uma frase o aluno não consegue muitas vezes criar a interligação entre as linguagens e assim distinguir os tempos verbais passado, presente e futuro.

Palavra Chave: Inclusão, cotidiano, surdos, ambiente virtual de aprendizagem, verbos.

1. INTRODUÇÃO

A inclusão de pessoas com algum tipo de necessidade especial na sociedade é uma obrigação dos governos: municipal, estadual ou federal. Os direitos de ir e vir do cidadão devem ser respeitados, mesmo que sejam necessárias a criação ou melhoria de acessos, escadas, ônibus, banheiros entre outros. Podemos dividir as necessidades especiais em quatro categorias: intelectual, motora, visual e auditiva (VALENTE, 2004).

De acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) e a Organização Mundial da Saúde (OMS) estima-se que 3,5% da população brasileira possuam algum grau de surdez. Segundo a Secretaria de Educação Especial (SEESP) do Brasil em 2005 as escolas possuíam 46.668 surdos matriculados, em 2006 eram 47.981 que estavam distribuídos, 26.750 nas escolas especiais e 21.231 em escolas regulares em classes comuns,decorrente das políticas de inclusão que procuravam aproximá-los da sociedade [1].

A pessoa surda apresenta varias limitações nas interações sociais, isto é um dos problemas em sua aprendizagem, não apenas pela surdez, e sim, pela falta de uma língua comum entre locutor e interlocutor [2].

Na aquisição da linguagem escrita, uma das principais dificuldades enfrentadas pelos surdos é sua própria visão equivocada de portador de necessidades especiais. A pessoa surda tenta muitas vezes

Inderscap

transcrever a língua de sinais que conhece como se fosse sua língua escrita, ou seja, tenta escrever o significado dos sinais e não consegue formar frases com a ortografia, pontuação e verbalização corretas; um sinal pode significar uma ação composto por varias palavras, o que poderá impossibilitar o individuo a criar corretamente uma frase [3].

Segundo Fernandes [4], o aprendizado da escrita pelo surdo é dificultado devido às metodologias de ensino que partem do ponto de que a escrita inicialmente se dá pela associação de palavras; o surdo aprendeu uma linguagem de sinais, não palavras. Logo será necessária a introdução de algum mecanismo que o auxiliem a conseguir integrar as palavras de uma frase e referenciá-las a uma linguagem de sinais que ele conheça, permitindo assim uma interação com a linguagem escrita e com outros indivíduos da sociedade. Muitas pessoas acreditam que as línguas de sinais são apenas mímicas e gestos, utilizados pela comunidade surda em sua comunicação, na verdade, as línguas de sinais possuem estruturas gramaticais próprias, níveis lingüísticos e apresentam sintática e semântica própria; o que é denominado de palavra nas línguas oral-auditivas é denominado sinais nas línguas de sinais; o que diferencia a língua de sinais das outras línguas é a sua modalidade visual-espacial, ou seja, uma pessoa que entrar em contato com a língua de sinais, também deverá observar as expressões fáceis que contribuem com a língua e assim terá plenas condições de aprender outras línguas, como exemplo o inglês entre outras.

Existem entre as opções de aprendizagem para surdos o “bilingüismo”, onde são oferecidas duas línguas distintas (L1 e L2), que consecutivamente visa permitir a comunicação da comunidade surda através de sinais e auxiliar na aprendizagem de uma linguagem escrita. O L1 e a Língua Brasileira de Sinais (LIBRAS) que possui suas próprias regras que são diferentes da L2 (língua pátria ou linguagem escrita).

A LIBRAS possui uma estrutura composta por um conjunto de sinais, nela as “palavras”, representadas não têm em suas formas tempos verbais o que tornam as frases um pouco mais complexas quando devem ser passadas para o L2. Os pronomes e os advérbios de lugar têm o mesmo sinal, os pronomes interrogativos QUE e QUEM geralmente são utilizados no início das frases, quando o verbo se refere a um tempo passado, futuro ou presente, o que marca o tempo da ação ou do evento são os itens lexicais [4].

Esses problemas observados vieram ao encontro da criação de uma ferramenta que auxilia-se na interação entre L1 e L2. A utilização de um ambiente virtual de aprendizagem (AV) que permita a utilização de vídeos em LIBRAS, combinadas com imagens e textos, poderá auxiliar nas dificuldades encontradas devido a falta do “som” que é o principal causador do insucesso da aprendizagem dos surdos. Os ambientes virtuais de aprendizagem (AV) podem auxiliar os portadores de necessidades especiais auditivas (surdos) a melhorarem sua interface entre uma língua de sinais e uma língua escrita [5].

Neste trabalho será apresentado os resultados de um ambiente virtual de aprendizagem (AV) desenvolvido para crianças surdas com idade entre 8 e 12 anos já alfabetizadas com a utilização de LIBRAS, que estão cursando o ensino fundamental. Ele foi aplicado inicialmente em 10 crianças (surdas), e buscou complementar os modelos tradicionais de aula, mudando seu foco, adotando formas inovadoras de relacionamento e interação entre os alunos e professores. Ele buscou auxiliar os alunos na elaboração das atividades propostas pelos professores de língua portuguesa.

As frases configuradas tentaram se aproximar das situações cotidianas e utilizaram verbos que possuíam significado equivalente entre LIBRAS e a língua portuguesa. O ambiente virtual de aprendizagem (AV)foi inicialmente disponibilizado de forma local (equipamentos individuais) e poderá no futuro ser utilizado através de acessos via WEB (Internet), assim permitindo que as modificações necessárias solicitadas pelos professores possam ser realizadas de forma mais rápida.

Uberlândia

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O ambiente virtual de aprendizagem (AV) foi desenvolvido a partir de interações com uma equipe (profissionais de educação, psicologia e engenharia da computação).

Para se criar materiais didáticos específicos foi preciso identificar as características e os perfis dos alunos e professores que irão utilizá-los. Esta análise levou em consideração os aspectos de usabilidade e organizacionais; buscando apresentar um ambiente organizado e de fácil interação.

O design que é um processo técnico e criativo relacionado à configuração, concepção, elaboração e especificação de um local, foi atribuído ao ambiente virtual de aprendizagem (AV) de forma à expressar a maneira que o fluxo das informações deverá seguir nas diferentes etapas da construção do aprendizado. Ele atendeu as necessidades dos alunos e garantiu a qualidade do ambiente; quando identificado algum problema, foi permitido a realização das modificações necessárias respeitando os parâmetros impostos pela área de pedagógica. Seu principal propósito não é apenas mostrar a informação, mas sim, auxiliar os alunos no processo de aprendizagem [6].

3. O AMBIENTE VIRTUAL DE APRENDIZAGEM (AV)

Em todo o ambiente virtual de aprendizagem (AV) existe em cada exercício uma imagem de fundo retratando a frase a ser formada, um vídeo será acionado em LIBRAS com as orientações necessárias. Na parte superior direita da tela existe um botão que aciona novamente as “orientações” quantas vezes forem necessárias. O ambiente foi divido em cinco fases, permitindo um maior controle nos níveis de dificuldade. Essas fases poderão ser modificadas de acordo com o nível de aprendizagem dos alunos sempre respeitando-se as adequações pedagógicas indicadas pelos professores.

Cada tela apresenta palavras aleatórias relacionadas ao ambiente estudado que deverão ser arrastadas, clicadas ou digitadas pelo aluno em lacunas pré-estabelecidas, o numero de lacunas apresentadas dita a fase e o nível de dificuldade. Quando o aluno encerrar a frase, aparecerá um vídeo com uma personagem apresentando a situação da frase na linguagem LIBRAS. Se o aluno acertar o preenchimento da lacuna aparecerá uma frase escrita e um vídeo informando o acerto. Uma nova frase será apresentada seguindo as regras das fases (fácil, média, difícil), caso contrário um vídeo em LIBRAS solicitará que tente novamente, junto a uma indicação textual.

Os professores poderão de forma simples incluir as frases, dentro das fases, escolherem as imagens de fundo e gravar os vídeos de orientação, desta forma a manutenção do ambiente se torna simples e poderá ser realizada como um plano de aula. Quanto maior for à quantidade de frases incluídas, mais rico o ambiente se tornará. Como normalmente nas séries iniciais os professores utilizam-se muito de figuras a serem coloridas pelos alunos, a utilização destas figuras através de sua transformação em imagem digital enriquecerá também o ambiente; o professor também poderá utilizar imagens da internet entre outras, desde que mencione suas referências.

Para acessar o ambiente o aluno introduzirá seu nome e turma em uma tela inicial e através de um pré cadastro já realizado pelo pesquisador, será identificado em qual faixa etária o usuário se encaixa. Após receber a autorização do acesso ele realizará as atividades sempre assistido por um professor ou pelo

Iberoiscan

pesquisador. A utilização do ambiente deverá ser realizada em grupo e por computadores que normalmente ficam localizados no laboratório de informática da Instituição de ensino.

4. AS FASES

1ª Fase

Essa fase é a mais simples do ambiente, nela existirão três lacunas, ou seja, duas fixas e uma a ser preenchida pelo aluno. Serão oferecidas ao aluno quatro palavras para escolha; ele poderá clicar sobre a palavra ou simplesmente através do mouse arrastar ou até mesmo digitar a que achar ser a correta para completar a frase. Ele poderá realizar esta função até acertar a palavra. Em seguida ele receberá outra frase de mesmo nível de dificuldade; esta fase se repetirá até o aluno acertar três frases, o tempo decorrido para cada aluno obter o sucesso é registrado em um arquivo do tipo TXT, que permite a realização das tabulações e definições deste trabalho.

2ª Fase:

Nesta fase serão apresentadas quatro lacunas sendo que a primeira e a ultima palavra ficarão fixas e o aluno deverá preencher duas lacunas entre elas. Serão oferecidas cinco opções de palavras aleatoriamente e o aluno poderá tentar preencher as lacunas quantas vezes forem necessárias até formar a frase. Da mesma maneira da primeira fase o aluno precisará acertar três frases para mudança de fase. Como esta fase apresenta um nível de dificuldade maior, toda vez que o aluno acertar uma das palavras na correspondente lacuna ela ficará fixa no texto, assim impedindo a indução de erros por troca indevida na posição das palavras. O tempo para a realização das atividades também será registrado idênticos à fase.

3ª Fase:

Nesta fase o grau de dificuldade continua aumentando, agora o aluno terá fixo apenas a ultima palavra da frase e deverá preencher três lacunas para formação da frase desejada; cinco opções serão oferecidas e poderão ser arrastas, clicadas ou digitas nas lacunas correspondentes para formação da frase. A mudança de fase também acontecerá após o aluno acertar três frases. Quando a lacuna for preenchida corretamente a palavra será fixada na frase. O tempo para a mudança de fase começa a ser um fator decisório pois o aluno já está quase criando uma frase completa. A utilização do vídeo com orientações será mais vezes acionado.

4ª Fase:

Na quarta fase o aluno terá que preencher todas as lacunas da frase, ou seja, quatro lacunas. Nenhuma palavra ficará fixa no texto; cinco palavras serão oferecidas no ambiente; o aluno visualizará as palavras a serem utilizadas na formação da frase e a construirá utilizando-se dos mesmos recursos das fases anteriores. A mudança de fase poderá ocorrer de forma automática após o aluno acertar três frases ou ser controlada pelo professor ou pesquisador. Esta função poderá ser configurada quando o ambiente for parametrizado. A fixação das palavras na posição correta nesta fase já se tornou fator fundamental para o sucesso da criação da frase.

Ibradisap

5ª Fase - Controle:

A quinta fase é conhecida como "controle", nela o aluno deverá preencher quatro lacunas, mas não serão oferecidas palavras para a escolha neste caso; ele apenas receberá as instruções (orientações) em LIBRAS, fornecidas por um vídeo com a tarefa a ser realizada (frase a ser criada). Ele então deverá criar uma frase com quatro palavras, digitando-as diretamente nas lacunas oferecidas no ambiente. Ele poderá tentar criar a frase até acertá-la. As palavras ficarão fixas toda vez que se encontrarem na posição correta (lacuna). O final da fase ocorrerá quando o aluno conseguir criar 3 frases corretas; ele poderá acionar as orientações quantas vezes achar necessário. Esta fase é a mais complicada, ela fornecerá os parâmetros que possibilitarão os ajustes relacionados ao grau de dificuldade das outras fases estudadas e indicará o nível de sucesso do ambiente virtual de aprendizagem (AV). Ela será utilizada pelos alunos que passaram pelas fases anteriores (grupo teste) e por um grupo de alunos que ainda não tiveram nenhum contato com o ambiente (grupo controle). Ela permite ser acionada sem a necessidade da realização das fases anteriores.

5. CRIAÇÃO DO AMBIENTE

O banco de dados utilizado no desenvolvimento do ambiente virtual de aprendizagem (AV) foi o Access 2007, componente do Office 2007 da Microsoft, decorrente de sua fácil interação entre as imagens, vídeos e as frases. Ele garante a praticidade e agilidade na interação, permitindo a inserção e interligação de novas situações com o ambiente de forma simples. Caso a escola que for utilizar o ambiente não possuir licenciamento para o banco de dados proprietário da Microsoft, o ambiente também poderá utilizar uma base de dados FREE com exemplo: o MYSQL. A escolha pela utilização do Delphi versão 7.0 da empresa Borland para a programação do ambiente foi decorrente de ser uma linguagem orientada a objeto e possuir uma sintaxe simples com um conjunto de classes, objetos e dados e também pelo fato que programas escritos nesta linguagem podem ser executados praticamente em qualquer plataforma. Caso seja necessário para a realização de melhorias do ambiente a utilização de outras linguagens de programação no desenvolvimento de novos itens ou fases, a estrutura atual permite a portabilidade para varias linguagens, como exemplo o Visual Basic, pois todo o desenvolvimento foi estruturado com base em normas e regras da engenharia e software e possui documentação descritiva de todas as etapas, os relacionamentos da base de dados e suas funções também oferecem estes recursos.

6. Resultados

O trabalho desenvolvido foi aprovado no comitê de Ética da Universidade de Mogi das Cruzes com número CAAE – 0159.0.237.000-10. As frases foram desenvolvidas com auxilio dos professores e apresentaram situações do dia a dia do aluno.

Foi necessário explicar aos alunos em LIBRAS como o ambiente virtual foi desenvolvido. Em seguida foram realizados testes com o ambiente. Foram utilizados dois grupos, o controle e o teste. Cada grupo possuindo cinco alunos. Os alunos do grupo teste utilizaram o ambiente durante quatro sessões de vinte minutos durante um período de 10 dias; eles realizaram as fases de 1 a 4. O grupo controle neste período não obteve acesso ao Ambiente.

No décimo segundo dia os 10 alunos (grupo controle + teste), realizaram juntos a quinta fase "controle". As medições preliminares após a utilização do ambiente, confirmam que o direcionamento da pesquisa está correto. Os alunos do grupo teste conseguiram realizar a maioria das frases em um tempo considerado

ibero-cap

aceitável pelos professores que participam do projeto ajudando na parametrização do ambiente, já o grupo controle obteve muita dificuldade e necessitou de muita ajuda suplementar para terminar as atividades.

A figura 1, apresenta um exemplo de sucesso da primeira fase e as telas apresentadas aos alunos antes da solicitação de uma nova tarefa.

Figura 1: Exemplo “sucesso primeria fase”

Referência da imagem: http://2.bp.blogspot.com/_TTIKy9PKZhc/Sn2OegXsFPI/AAAAAAAAASs/LSBcEqZ5ysc/s1600-h/01_Descarga.jpg

A figura 2, apresenta um exemplo de insucesso da segunda fase e as telas apresentadas aos alunos antes da solicitação de uma nova tarefa.

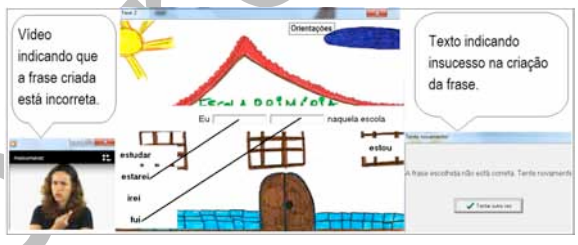


Figura 2: Exemplo “insucesso 2ª fase”

Referência da imagem:
http://1.bp.blogspot.com/_OsT3ERsyJ5I/ST6lVG5YbzI/AAAAAAAAAa0/QoI7EygrO6E/s400/prof_escola.gif

A figura 3 é apresentada o design da terceira, com 3 lacunas a serem preenchidas e a ultima palavra fixa.

Ibirdiscap

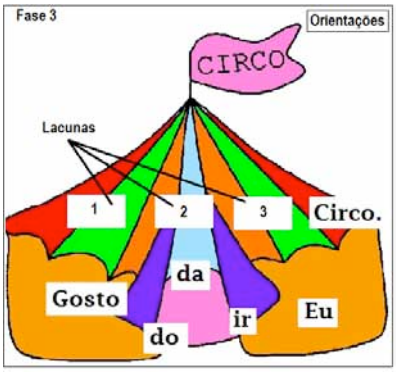


Figura 3: Imagem da 3ª fase

Referência da imagem: http://galeria.colorir.com/images/painted/371bbf320f96a14efd9e3a6e517252d3.png

Na figura 4 apresenta o *design*da quarta fase com 4 lacunas a serem preenchidas.

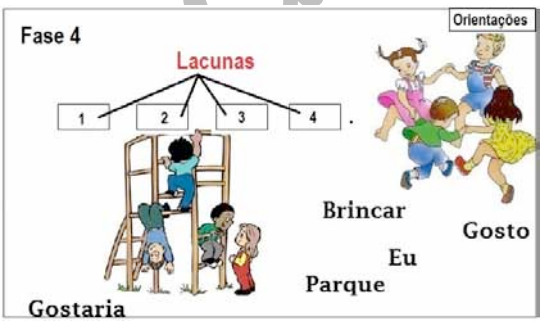


Figura 4: Imagem da 4ª fase

Referência da imagem: http://blog.educacional.com.br/vivaamusica/2010/02/03/educacao-infantil-o-que-sao-parlendas/ e http://1.bp.blogspot.com/_oOzZQ0EXRNk/TOa_6uZXIwI/AAAAAAAAAXg/rqIzblVKc4I/s1600/roda.jpg

A figura 5, apresenta um exemplo da tela da quinta fase, destacando-se o vídeo com as orientações para criação da frase e as lacunas a serem preenchidas através de digitação.

Ibradiscap

Figura 5: Imagem da 5ª fase

Referência da imagem: http://2.bp.blogspot.com/_TTIKy9PKZhc/Sn2OegXsFPI/AAAAAAAAASs/LSBcEqZ5ysc/s1600-h/01_Descarga.jpg

Todos os vídeos utilizados como exemplo forma retirados do site: http://www.acessobrasil.org.br/libras/

A tabela 1, apresenta os resultados obtidos na utilização do ambiente pelos grupos: teste e controle.

Os valores obtidos são referentes a quinta fase com a criação de 3 frases corretas. A escala utilizada indica o tempo em minutos decorrente do inicio até o final da fase.

		Tempo em minutos					
		< 2	2	3	4	5	> 5
Grupo	Teste	0	0	2	2	1	0
	Controle	0	0	0	0	1	4

Tabela 1. Tempo dos alunos na criação de até três frases na 5ª Fase.

7. CONCLUSÃO

O ambiente virtual desenvolvido permitiu que portadores de surdez pudessem melhorar sua comunicação escrita, que é um dos fatores primordiais para sua socialização. Foi encurtada a grande barreira existente entre a linguagem de sinais, LIBRAS e a língua portuguesa escrita.

Na utilização do ambiente não foram verificadas induções nos resultados, decorrente da aleatoriedade das frases e palavras nas telas utilizadas; a interação entre as orientações em LIBRAS, as frases em língua portuguesa e as entonações e conotações apresentadas nos vídeos, contribuirão nos resultados obtidos. Outra vantagem foi a utilização de imagens de qualquer base de dados, Internet, livros didáticos utilizados em sala de aula, imagens dos próprios alunos transformadas em formato digital, livros infantis entre outras que enriquecem muito o ambiente.

A presença dos professores como coadjuvantes também pode ser consideradas um fator primordial para o sucesso deste trabalho.

Por se tratar de um ambiente virtual que utiliza ferramentas simples e práticas, ele poderá no futuro atender as necessidades de outras disciplinas, assim tornado-se um ambiente interdisciplinar.

8. Agradecmentos

À Equipe da Fatec de São Caetano do Sul.

9. REFERÊNCIaS

[1] SEESP, Números da Educação Especial no Brasil, Junho de 2007 - Disponível em <http://portal.mec.gov.br/seesp/arquivos/txt/brasil.txt> Acessado em 20.05.2010

[2] GÓES, Maria Cecília Rafel de. Linguagem, surdez e educação**.** 3ª ed. Campinas: Autores Associados, 2002.

[3] PERLIN, Gladys. Identidade surda e currículo. In: GÓES, Maria Cecília Rafael de; LACERDA, Cristina Broglia Feitosa de (Orgs.). Surdez processos educativos e subjetividade. São Paulo: Lovise, 2000.

[4] FERNANDES, Eulália. Linguagem e Surdez. São Paulo: Ed. Artmed, 2003.

[5] HAIDUKE, Ivonete Ferreira; Rita Andréia Moro Zem; Patrícia Lupion Torres. Ambientes virtuais como apoio à educação presencial de alunos portadores de deficiência auditiva, UNIrevista - Vol. 1, n° 2: (abril 2006).

[6] ARBEX, Dafne Fonseca; Dênia Falcão de Bittencourt. Estratégias para desenvolvimento de um ambiente virtual de aprendizagem: um estudo de caso realizado na Unisul virtual. Associação Brasileira de Educação a Distância: Revista Brasileira de Aprendizagem Aberta e a Distância, São Paulo, Dez. 2007

[7] MARTINS, Janae Gonçalves. Aprendizagem Baseada em Problemas Aplicada a Ambiente Virtual de Aprendizagem. 2002. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, UFSC. Florianópolis.

[8] AGUILERA M, MÉNDIZ A. (2003) "Vídeo Games and Education". *ACM Computer in entertainment.* v. 1, n.1

Iberdiscap

Iberdiscap

Esquemas gráficos infantis e invisualidade: uma experiência de ensino

Mari Ines Piekas[1], Maria Lúcia Batezat Duarte[2]

[1]Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Av. Madre Benvenuta, 1907, Florianópolis, SC, Brasil, CEP 88.035-001, Fone/Fax +48 3321 8314

maripiekas@gmail.com

[2]Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Av. Madre Benvenuta, 1907, Florianópolis, SC, Brasil, CEP 88.035-001, Fone/Fax +48 3321 8314

malubatezat@uol.com.br

Resumo.

Esta investigação insere-se nos estudos de ensino de desenho no âmbito da invisualidade. Relata uma experiência realizada com três crianças e um adolescente, todos com cegueira, e teve por objetivo testar procedimentos usados nas aulas. Pensando-se na simplificação do desenho como fator fundamental no aprendizado de crianças com essa deficiência, realizou-se um exercício de desconstrução do esquema gráfico e estabeleceu-se, nesta pesquisa, que os elementos de desenho (linhas e figuras geométricas) são usados para construir o componente de desenho, que por sua vez, vai construir o esquema gráfico do objeto como um todo. Após os exercícios realizados em oito sessões individuais, utilizando-se o material didático proposto, com uma hora/aula por semana e duração de dois meses, os quatro alunos cegos realizaram desenhos semelhantes aos de crianças *standards*, indicando a eficiência dos procedimentos propostos.

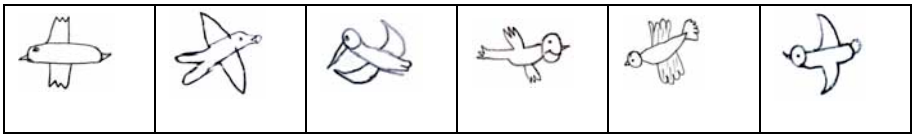
Palavras-chave: Desenho infantil, cegueira, comunicação, educação inclusiva

1. Introdução

Esta investigação partiu do pressuposto de que crianças cegas constroem esquemas gráficos após um aprendizado e exercícios de linhas e figuras geométricas básicas, e que podem alcançar resultados semelhantes aos desenhos de crianças *standards.*Nesse sentido, a fim de compreender as possibilidades de aquisição da linguagem gráfica por crianças com essa deficiência, foi elaborada uma série de procedimentos que utiliza imagens tátil-visuais como mediadoras nesse processo. Na concepção de Darras (2003), o estudo do desenho deve ser relacionado com o contexto em que foi produzido. Para o autor, os aspectos sócio-culturais influenciam na sua realização, estando o resultado gráfico estreitamente ligado à comunicação entre as pessoas e o seu entorno. Esse foco de estudo está inserido no campo da semiótica cognitiva dialógica que aborda o sentido das imagens e como elas são internalizadas pelo indivíduo, por meio de processos cognitivos, numa relação desse indivíduo com o meio sócio-cultural e educacional. Para este autor, o desenho tem uma função comunicacional, e para a criança, ele será produzido com a mesma função. Como afirma Darras (1998), a atividade gráfica da criança é muito intensa e os desenhos que elas produzem têm características simplificadas, generalizantes e neutras. Pode-se observar isso nos esquemas abaixo, realizados por crianças *standards*entre seis e nove anos de idade, e

Iberdiscap

que exemplificam os apontamentos teóricos de Darras (1998) e Duarte (2007), sobre as características encontradas geralmente em desenhos pertencentes ao nível de base[i] (Quadro 1). No âmbito da invisualidade, Darras & Duarte (2007), evidenciam que é neste nível que a aprendizagem de desenho pelas pessoas cegas pode alcançar importantes resultados.



Quadro 1. Esquemas gráficos de pássaro, considerados como pertencentes ao nível de base.

Fonte: arquivo da pesquisadora.

Num contexto comunicacional, o estudo do esquema gráfico é relevante quando se quer compreender a produção gráfica na infância e na adolescência, e sua relação com a linguagem oral e escrita. Nesse sentido, Duarte (2001) observa a manifestação de desenhos repetidos, semelhantes e com características generalistas, realizados por um grupo de adolescentes *standards*, e da relação que existe entre palavra e desenho:

> (...) é possível considerar o esquema gráfico "casa" como uma imagem que recebe e reflete um outro signo, o signo lingüístico CASA, em processo de intersemiose. Deste modo, o esquema gráfico "casa" passa a conter o signo lingüístico CASA e a atuar no ambiente comunicacional em processo de equivalência ou correspondência. Isto é, o ***esquema*** gráfico "casa" desenhado por alguém teria a mesma força paradigmática de sentido que a palavra CASA pronunciada. (DUARTE, 2001, p.3).

Segundo Duarte (2001), desenhos que têm palavras equivalentes em nossa cultura (Figura 12), e que identificam objetos do mundo, podem ser tratados como desenhos comunicacionais, passando a ter grande relevância, principalmente quando são direcionados ao ensino de crianças cegas.

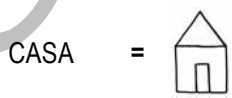


Figura 12. Exemplo de equivalência entre palavra e desenho, baseado em Duarte (2001). Fonte: arquivo da pesquisadora.

Esta autora comenta que, a frequente repetição de desenhos dos mesmos objetos acaba criando nas crianças uma memória de procedimentos. Produzidos com esse tipo de memória, os desenhos mantém, geralmente, o mesmo aspecto formal, além de serem simplificados e realizados quase que automaticamente, resultando numa economia de trabalho mental, ou seja, os desenhos passam a ser construídos cada vez com mais facilidade (DUARTE, 2001). Para a criança cega, esse *resumo cognitivo* do objeto, configuradoem esquema gráfico e presente na memória de procedimentos, em função de exercícios repetidos, pode ser positivo quando for necessário se comunicar por meio do desenho.

Iberdicap

Conforme esta autora, desenhos que permanecem na memória estão intimamente relacionados à maneira de como a criança apreende o mundo.

São pertinentes os apontamentos de Duarte (2004), de que o desenho planificado de crianças *standards* relaciona-se muitas vezes às formas geométricas básicas estruturais. Nesse sentido, considerando-se que a criança cega não possua um conceito visual de um objeto, por exemplo, poderá construir um conceito de sua representação bidimensional, por meio de suas experiências sensórias.Essa criança, ao perceber tatilmente características estruturais simples, como a rotundidade e a triangularidade presentes num objeto, pode entender o processo de desenhar por meio de um aprendizado de que *bordas de contorno* dos objetos também podem ser desenhadas com *linhas de contorno* sobre o papel (DUARTE, 2004). Isso indica a relevância do ensino de figuras geométricas básicas para crianças cegas, como proposto nesta investigação.

Duarte (2008) apresenta reflexões sobre desenho e conhecimento dos objetos no cotidiano infantil, compreendendo que a criança *standard*, ao construir o esquema gráfico e destacar aquilo que é mais relevante dentre as características do objeto desenhado, demonstra sua aprendizagem e compreensão do mundo em que vive. Pressupõe portanto, que o ensino de desenho de esquemas gráficos para crianças cegas, por meio da percepção tátil de objetos presentes no seu entorno, pode também contribuir para a formação de conceitos e apreensão do mundo que a rodeia.

Para melhor compreender a linguagem gráfica da criança *standard*, foram levantados dados a respeito do processo de construção doseu desenho (COUTINHO, 1998; COUTINHO & FERREIRA, 2009), principalmente a respeito das manifestações gráficas, como grafemas, componentes gráficos, frequência e sequência de uso dos componentes. Partindo da análise da forma do objeto, Coutinho (1998) concluiu que este é constituído por partes, e que combinadas entre si formam o objeto como um todo.

Num outro aspecto, das poucas investigações encontradas na literatura na área da invisualidade, duas delas tratam do ensino do desenho para crianças cegas (BARDISA, 1992; DUARTE, 2001, 2003, 2004, 2008, 2009) e uma trata do reconhecimento de desenhos tangíveis (LIMA, 2001).

Bardisa (1992), no método “Elementos Básicos”, trabalha com a idéia de contorno do objeto. Assim, por meio de uma secção (um corte) no objeto - numa maçã, por exemplo - pode-se contornar uma das metades na folha de papel e o resultado será a sua silhueta em linha de contorno. A autora entende que isto poderá ajudar criançascegasa compreenderem porque os desenhos se configuram dessa maneira. Bardisademonstra que essas crianças aprendem a desenhar, no entanto, se faz necessário o uso de um método de ensino e que este seja praticado em sala de aula.

Duarte (2003, 2004) utiliza como um dos principais procedimentos, o exercício de leitura tátil das *bordas de contorno* do objeto, que serão posteriormente configuradas em *linha de contorno* de desenho sobre o papel. A partir de sua trajetória e dos resultados alcançados, Duarte (2009) levanta algumas hipóteses a respeito do desenho e da invisualidade. Uma dessas hipóteses aponta que

> (...) Crianças não videntes (...) embora desenhem rabiscos, não começam “naturalmente” a representar os objetos do mundo. (...). Elas poderão iniciar “natural e espontaneamente” os seus desenhos se alguma concepção de desenho for adquirida em situações como: aulas de geometria (...); brincadeiras com familiares ou colegas em que o ato de desenhar seja compartilhado com a criança cega (...) por meio de desenhos realizados em linha de relevo tátil (...). (DUARTE, 2009, p. 245).

Inédito

Na proposta metodológica de Lima (2001), os participantes cegos passaram por um teste, no qual o exercício era reconhecer figuras em relevo, sendo que logo após, iniciaram um treinamento com os mesmos desenhos utilizados no teste. Os resultados alcançados foram relevantes, a partir do quais Lima concluiu que as pessoas cegas são capazes de reconhecer hapticamente desenhos em relevo, ou seja, quanto maior o treino na leitura da figura, melhor o resultado da nomeação e do seu reconhecimento.

Com base nesse referencial teórico e nos resultados do estudo de campo piloto, realizado numa escola regular de ensino, foi elaborada uma proposta de ensino de desenho, que teve por objetivo saber se crianças cegas constroem esquemas gráficos após um aprendizado de linhas e figuras geométricas básicas, e alcançam resultados semelhantes aos desenhos de esquemas gráficos de crianças *standards.*

2. Metodologia

O estudo de campo piloto contou com a participação de 50 crianças *standards*, na faixa etária entre seis e 10 anos. Por meio de análise dos desenhos coletados, observou-se que estas crianças utilizam elementos de desenho (linhas e figuras geométricas) na construção dos esquemas (Quadro 2). Dentre algumas delas estão:

Linha pontiaguda	Linha curva	Linha em espiral	Linha oblíqua	Círculo	Oval

Quadro 2. Amostras de esquemas gráficos realizados por crianças *standards,* coletados na escola regular e a presença dos elementos de desenho. Fonte: arquivo da pesquisadora.

Da coleta de dados, foram escolhidos os exemplares representantes de flor, borboleta e árvore, os quais foram adaptados para linha de relevo tátil (Quadro 3) e que posteriormente foram utilizados nas sessões com os alunos cegos.

Exemplar de esquema gráfico de flor	Esquema adaptado para linha em relevo tátil	Exemplar de esquema gráfico de borboleta	Esquema adaptado para linha em relevo tátil	Exemplar de esquema gráfico de árvore	Esquema adaptado para linha em relevo tátil

Quadro 3. Exemplares dos esquemas gráficos mais representativos da amostragem, desenhados por crianças *standards*, e suas adaptações para linha em relevo tátil. Fonte: arquivo da pesquisadora.

Iberdicap

Os desenhos adaptados passaram por um processo de desconstrução da forma, a fim de se chegar aos componentes dos esquemas gráficos escolhidos, como mostra o exemplo abaixo (Quadro 4).

Elementos de desenho				
	Oval	Linhas curvas	Linha oblíqua	
Componentes de desenho				
	Corpo de borboleta	Asas de borboleta	Antenas de borboleta	Esquema gráfico de borboleta

Quadro 4. Elementos e componentes do esquema gráfico de borboleta. Desenhos elaborados pela pesquisadora.

No contexto desta proposta, os ***elementos de desenho*** (linhas e figuras geométricas) são usados para construir o ***componente de desenho***, que por sua vez, vai construir o ***esquema gráfico*** do objeto como um todo. Esta sequência de construção está relacionada ao processo de desenho da criança *standard,* a qual escolhe e combina as partes que serão representadas graficamente (COUTINHO et al., 2007). Concernente ao ensino da criança cega, considera-se relevante a sugestão de uma sequência de desenho no início da aprendizagem, a fim de não sobrecarregar a memória e não causar sua desmotivação para atividades gráficas.

Estesprocedimentos compreendem basicamente sete etapas, com os seguintes exercícios: 1) leitura tátil dos elementos de desenho, por meio de cartelas; 2) percepção tátil do objeto tridimensional (objeto real ou maquete) para reconhecimento dos *elementos de desenho* e *componentes de desenho*; 3)leitura tátil do esquema gráfico do objeto, por meio da cartela; 4) desenho dos *elementos de desenho;* 5) leitura tátil dos *componentes de desenho*, por meio de cartelas; 6) desenho dos *componentes de desenho*; 7) desenho do *esquema gráfico* completodo objeto.

O material didático utilizado nas aulas com os alunos cegos constou especificamente de objetos tridimensionais (objetos reais ou maquetes de flor, borboleta e árvore), 30 cartelas de papel, no formato 21x21 cm, contendo 12 desenhos de linhas, quatro figuras geométricas, 11 componentes dos esquemas e três esquemas gráficos completos (de flor, borboleta e árvore), todos em linha de relevo tátil; papel sulfite branco 75 g, formato A4 e A2; lápis HB, B e 2B; prancha macia de material plástico, tipo E.V.A. (Figura 2):

Ibero-Escap

Figura 2. Amostra do material didático utilizado nas sessões: cartela com desenho em linha de relevo tátil, prancha de E.V.A., papel sulfite, lápis e maquete tridimensional de borboleta. Fonte: material elaborado pela pesquisadora.

3. Resultados e discussão

Após os exercícios realizados nas oito sessões individuais, de uma hora por semana, e duração de dois meses, os alunos cegos chegaram aos seguintes resultados (Quadro 5 e Quadro 6):

Alunos	Aluno A			Aluno B		
Esquema gráfico	Flor	Borboleta	Árvore	Flor	Borboleta	Árvore
Antes do estudo		Não sabia desenhar				
Depois do estudo						

Quadro 5. Resultados gráficos dos alunos A e B, antes e depois do estudo. Fonte: arquivo da pesquisadora.

Alunos	Aluno C			Aluno D		
Esquema gráfico	Flor	Borboleta	Árvore	Flor	Borboleta	Árvore
Antes do estudo		Não sabia desenhar			Não sabia desenhar	

Iberdiscap

Depois do estudo						

Quadro 6. Resultados gráficos dos alunos C e D, antes e depois do estudo. Fonte: arquivo da pesquisadora.

Os desenhos realizados depois do estudo apresentam características formais semelhantes aos esquemas gráficos propostos nas cartelas e aos realizados pelas crianças standards. São desenhos que identificam objetos, portanto podem ser considerados como desenhos comunicacionais.

4. Conclusões e trabalhos futuros

O material usado para a realização dos desenhos foi satisfatório quanto à percepção tátil da linha resultante após o traçado, fundamental para a orientação do aluno no espaço gráfico. Acredita-se que os exercícios de identificação e de desenho das linhas, realizados em quase todas as sessões, tenham possibilitado a formação de uma memória de procedimento, bem como a aquisição de uma linguagem gráfica, da mesma maneira que, exercícios de reconhecimento do objeto real ou da maquete tridimensional, por meio da percepção tátil, auxiliaram na concepção de que bordas de contorno do objeto podem ser transformadas em linhas de contorno de desenho. Por meio do estudo realizado, observou-se que os quatro alunos cegos construíram esquemas gráficos de flor, borboleta e árvore, alcançando resultados semelhantes aos realizados pelas crianças *standards,* após um aprendizado de identificação e exercícios de desenho de linhas e figuras geométricas básicas, como pressuposto no início da pesquisa. Sendo assim, mais estudos relacionados às características formais dos objetos e à produção de esquemas gráficos de crianças cegas e de crianças *standards* poderão ter continuidade a partir desta investigação, abordando a linguagem gráfica e sua função comunicacional.Acredita-se também que, ensinar desenhos para crianças cegas, semelhantes àqueles realizados por crianças *standards*, pode proporcionar-lhes a aquisição de um novo meio de se comunicar com as outras crianças e pessoas de seu entorno, além de fortalecer o seu processo de inclusão.

Referências

[1] BARDISA, L. Como enseñar a los niños ciegos a dibujar. Madrid: ONCE, 1992.

[2] COUTINHO, S. G.; FERREIRA, E. S. Estudo trans-cultural do processo de desenho infantil e de memória de crianças entre 5 e 12 anos da França e do Brasil. In: SPINILLO, Carla; BENDITO, Petrônio; PADOVANI, Stephania (Eds.). Selected Readings of the Information Design International Conference. Curitiba: SBDI, pp. 155-171, 2009.

[3] COUTINHO, S. G.; MIRANDA, E.; FERREIRA, E. S.; BAIA, T. O desenho de observação; um estudo comparativo entre Inglaterra e Brasil. In: SPINILLO, C.; FARIAS, P.; PADOVANI, S. (Eds.). Selected Readings of the Information Design International Conference. Curitiba: SBDI, 2007.

Ibertisap

[4] COUTINHO, S. Towards a methodology for studying commonalities in the drawing process of young children, vol.1 vol.2. Tese de Doutorado, The University of Reading, Department of Typography & Graphic Communication, Inglaterra, 1998.

[5] DARRAS, B. A imagem, uma visão da mente. Estudo comparado do pensamento figurativo e do pensamento visual. Publicado na revista Recherches em communication, Paris, França, n.9, 1998. Tradução: Maria Lúcia Batezat Duarte.

[6] A modelização semio-cognitiva confrontada com os resultados da neurociência – O caso da produção de esquemas gráficos. Publicado em Recherches en Communication, Paris, França, n.19, pp.175-199, 2003. Tradução: Maria Lúcia Batezat Duarte.

[7] DARRAS, Bernard; DUARTE, Maria Lúcia Batezat. Regards aveugles, mains voyantes. Reliance – Revue des situations de handicap, de l'education et des sociétés. Lyon, France: Éditions Éres, n.25, septembre, pp.54-63, 2007.

[8] DUARTE, M. L. B. O Desenho do Pré Adolescente: Características e Tipificação. Dos Aspectos Gráficos à Significação nos Desenhos de Narrativa. Tese de Doutoramento. São Paulo: ECA/USP, 1995.

[9] Esquemas gráficos: o pensamento, a comunicação, o ensino da arte. In: 1º Seminário "Desenho: educação, cultura e cognição". ECA/USP/FAPESP, São Paulo, 1º a 4 de setembro de 2001.

[10] Sobre o funcionamento cerebral e a importância do desenho para os cegos. In: MEDEIROS, Maria Beatriz de (org). Arte em pesquisa. Ensino e aprendizagem da arte e linguagens visuais. Brasilia, DF: UnB/ANPAP, pp. 113-125, 2003.

[11]. O desenho como elemento de cognição e comunicação: "ensinando crianças cegas". In: PORTO, Tânia Maria Esperon (org.) Anais do Grupo de Trabalho 16, da 27ª Reunião Anual da Associação Nacional de Pós-Graduação e Pesquisa em Educação – ANPEd, 2004.

[12] Representação, categoria cognitiva e desenho infantil. In: ROCHA, Cleomar (org.) Anais do 15° Encontro Nacional da ANPAP. Arte: limites e contaminações. Salvador: ANPAP, pp.468-481, 2007.

[13] A imitação sensório-motora como uma possibilidade de aprendizagem do desenho por crianças cegas. Ciências & Cognição, 2008; V.13, n.2: pp.14-26. Disponível em <http:/www.cienciasecognicao.org> Acesso em maio em 2009.

[14] A importância do desenho para crianças cegas. In: NOGUEIRA, Ruth E. (org.) Motivações hodiernas para ensinar geografia. Representações do espaço para visuais e invisuais. Florianópolis: Editoria Nova Letra, pp. 225-248, 2009.

[15] LIMA, F. J. de. O efeito do treino com desenhos em relevo no reconhecimento háptico de figuras bidimensionais tangíveis. Tese de doutorado. São Paulo: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto / USP – Depto de Psicologia e Educação, 2001.

---

[i]A partir da proposta de E. Rosch (DARRAS, 1998), os componentes linguísticos podem ser divididos em três níveis de abstração: nível superordenado, nível de base e nível subordenado.Segundo o autor, os esquemas gráficos do nível de base são os mais usados na comunicação cotidiana entre as pessoas.

Iberdiscap