Editores: E. Blanco & R. Ceres

28 y 29 de noviembre 2013
Santo Domingo, República Dominicana

LIBRO DE ACTAS

VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Iberdiscap 2013

Organizan:

PUCMM
Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra

AITADIS
ASOCIACIÓN IBEROAMERICANA DE TECNOLOGÍAS DE APOYO A LA DISCAPACIDAD

VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Instituciones Laboradoras:

Colaboradores

Patrocinadores

Coordinadores:
Edward Blanco y Ramón Ceres Ruíz

Diseñó de Portada:
Juan José Vásquez

Edición y corrección de estilo:
Dr. Edward Blanco
Ing. Gregorio Castillo
Arq. Rosa M. Asmar Urena

ISBN:
978-9945-00-959-9

Impreso y Hecho en República Dominicana

Prefacio

Presentamos en este volumen las actas del Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, IBERDISCAP 2013, que en esta séptima edición se celebra en Santo Domingo (República Dominicana) los días 28 y 29 de noviembre, dando así continuidad a las ediciones anteriores celebradas cada dos años en Madrid (España), Mar del Plata (Argentina), San José (Costa Rica), Vitoria (Brasil), Cartagena de Indias (Colombia) y Palma de Mallorca (España).

Estas actas corresponden a 51 trabajos orales y 17 posters que se muestran en este foro, tras superar el proceso establecido de revisión. Consideramos que recogen una buena colección de experiencias en el campo de las Tecnologías de Apoyo tanto por el interés de cada trabajo como por su número y procedencia y por la variedad de temáticas que abarcan las parcelas de la Interacción y la Comunicación Aumentativa Alternativa, la Manipulación, la Movilidad, la Orientación y la Cognición, además de otras de carácter Horizontal.

Al igual que en otras ocasiones, esta vez tenemos representación de muchos de los países iberoamericanos, por ejemplo, tenemos trabajos de Brasil (25), España (17), Rep. Dom. (8), Colombia (8), Paraguay (4), Argentina (2), Portugal (2), Chile (1) e Italia (1); poniendo en evidencia el carácter internacionalista de este congreso, todo ello es pos de mejorar la calidad de vida de las personas con necesidades especiales.

En esta ocasión tenemos conferencista invitados muy inmersos en temas de investigación científica y el mundo de la discapacidad en general, contamos con el Dr. José Luis Pons del Grupo de Bioingeniería del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSCI) de España, cuya ponencia se titula “Repensando el papel de la tecnología en la rehabilitación y la compensación funcional de trastornos motores y cognitivos”, el viceministro del Ministerio de Educación Superior Ciencia y Tecnología (MESCYT) de Rep. Dom. el Dr. Plácido Gómez quien nos hablará del apoyo del MESCYT a la investigación científica en temas de discapacidad, y finamente con al director de la Fundación Orange, España el Lic. Manuel Gimeno cuya ponencia se titula “Tecnología y autismo, la visión de la Fundación Orange España”. Contamos además con una sesión especial, orientada a denotar el estado de la accesibilidad universal en Rep. Dom., conformada por el director del Consejo Nacional de Discapacidad de la Rep. Dom. (CONADIS) el Lic. Magino Corporán y la directora de Educación Especial del Ministerio de Educación (MINERD) la Lic. Cristina Amiama.

Por otra parte, el congreso IBERDISCAP, de la Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad AITADIS, se presenta una vez más como un lugar de encuentro y discusión con una concurrencia multidisciplinar, difícil de encontrar pero muy necesaria en este campo, al reunir los diferentes puntos de vista de investigadores del entorno científico-académico de varias partes del mundo con fabricantes, educadores especiales, terapeutas, rehabilitadores y, muy especialmente con usuarios, que en todo momento deben ser el principio y el fin de estos trabajos.

Deseamos expresar nuestro reconocimiento a La Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra (PUCMM) que acoge amablemente este congreso, así como a las diferentes entidades que de un modo u otro han colaborado a su celebración y a todas las personas que con su esfuerzo individual han contribuido a hacerlo posible, autores, revisores, conferencistas invitados, miembros de los comités de programa y de organización, participantes y colaboradores en general.

Los profesionales que trabajamos en este campo tenemos la gran responsabilidad de tratar de dar respuesta con los actuales avances tecnológicos a las grandes esperanzas que el mundo de la discapacidad tiene puestas en todos nosotros para posibilitar el conocimiento, el desarrollo y la puesta en uso de productos y servicios para las personas con discapacidad por la mejora del propio desarrollo personal de su participación en los diferentes ámbitos de la vida y en definitiva de su bienestar general.

Bienvenidos al Iberdiscap 2013!, esperamos que este encuentro científico sea de agrado para todos y que disfruten de la ciudad primada de América, Santo Domingo.

Con un cordial saludo,

Ramón Ceres Ruiz
Presidente del Comité de Programa

Edward Blanco
Presidente del Comité Organizador

Iberdiscap 2013

Comité de Programa y de Organización

Comité Internacional del Programa

Presidente:
Ramón Ceres, España
Julio Abascal, España
Luis Azevedo, Portugal.
José María Azorín, España
Martha Baez, República Dominicana
Edward Blanco, República Dominicana
Diego Brengi, Argentina
Fernando Brunetti, Paraguay
Eduardo Caicedo, Colombia
Leopoldo Calderón, España
Luca Cernucci, Paraguay
Pedro Encarnaçao, Portugal
André Ferreira, Brasil
Juán Carlos Fraile, España
Teodiano Freire, Brasil
Anselmo Frizera, Brasil
Luis Germosén, República Dominicana
Teresa González, España
Sergio Gwirc, Argentina
Ana Londral, Portugal
Carlos A. Merchán, Colombia
Margarida Nunes da Ponte, Portugal
Manuel Mazo, España
Francisco Perales, España
Jose Luis Pons, España
Javier Roa, España
Asterio Andrade, Chile
Nahir Rodriguez, Colombia
Eduardo Rocón, España
Rafael Raya, España
Antonio Ruiz, España
J. Carlos Tulli, Argentina

Comité de Organización

Presidente:
Edward Blanco, República Dominicana
Luis Germosén, República Dominicana
Vladimir Del Rosario, República Dominicana
Yobany Peña, República Dominicana
Martha Báez, República Dominicana
Gretel Silvestre, República Dominicana
Virginia Flores, República Dominicana
Zahira Quiñones, República Dominicana
Arlene Estévez, República Dominicana
Julissa Pichardo, República Dominicana
Víctor Hernández, República Dominicana
Rafael Omar Batista, República Dominicana
Jorge Luna, República Dominicana
Gregorio Castillo, República Dominicana

Tabla de Contenido

Interacción y Comunicación AA

Comunicación Oral

Creación de Tareas de Asistencia Robótica Mediante la Interacción Multimodal 21
J.G. Victores, S. Morante, A. Jardón

Una Interfaz Cerebro Computador para Personas con Discapacidad Severa Aplicado a un Gestor de Correo Electrónico 25
Eduardo F. Caicedo Bravo, Jaiber E. Cardona Aristizábal

Implementação de Avatar Sinalizador de Libras Explorando Técnicas de Captura de Movimento 32
Benetti, Â. B., Poeta, E.T., De Martino, J. M.

Interfaz Humano Máquina para Retroalimentación Biosensorial de Terapias Asistidas 38
N. Valencia, A. Hoyos, E. Caicedo

Comparativa de Clasificadores para Diferenciación de 4 Estados Mentales Utilizando Señales EEG 42
E. Hortal, E. Iáñez, A. Úbeda, D. Planelles, J. M. Azorín

Sistema domótico inalámbrico adaptado para niños con movilidad reducida 48
M. Flores, V. González, Y. Monges y F. Brunetti

Interfaces Alternativas de Acceso al Ordenador: Principios Comunes y Propuesta de Métricas de Valoración 54
A. Clemotte, F. Brunetti, R. Raya, R. Ceres, E. Rocon

Investigaciones en Interacción y Valoración de Personas con Parálisis Cerebral. El proyecto 58
R. Ceres, R. Raya, A. Ruiz, T. González, R. Padrino, M. Velasco

Ler é divertido: Livros de leitura fácil 63
Margarida Nunes da Ponte

Arquitectura para Integración Transparente de Interfaces Alternativas de Acceso al Ordenador 67
S. Ortiz, Y. Monges, V. González y F. Brunetti

Blog Interactivo como Estrategia de Aprendizaje de la Comunicación Aumentativa y Alternativa en Niños no Verbales 73
Gabriela Alfonso N., Andrea Alvarado B., Paola Bonilla B., Derlyn Herrera M., Syndy Liévano S., Sandra Raga E., Jazbleidy Valencia O. y Jenyffer Varón R. Nahir Rodríguez de Salazar y Pedro Galvis

Uso de DTW en el Reconocimiento del Lenguaje de Signos 77
E. Blanco, V. Del Rosario, G. Castillo, J. Luna

Comunicación Poster

Dispositivo de bajo costo para el tratamiento de acúfenos 82
A. J. Uriz, P. D. Agüero, J. C. Tulli, J. Castiñeira Moreira, E.L. González y R. M. Hidalgo

Análisis de la voz usando una interfaz web 88
Pablo D. Agüero, Alejandro J. Uriz, Juan C. Tulli y Esteban L. González

Impressora de Gráficos em Alto-Relevo para Cegos com a Utilização Tinta de Emulsão Acrílica de Propriedades Expansivas 93
K. Colpes, R. Laranja, L. Eisermann

EasyCall: Llamar por teléfono sin marcar 100
Javier Montaner, Julio Galarón

Identificando as principais dificuldades de comunicação de um surdo adulto brasileiro durante uma consulta com o dentista 107
J. C. Ossada, L. T. Kawamoto Junior

Dispositivo de auxílio à fala baseado em tecnologia Android 110
Judy Lorena Huertas, Percy Nohama

Desenvolvimento de uma plataforma lúdica em FPGA comandada por sinais eletrobiológicos 117
H. L. P. da Silva, E. M. O. Caldeira, A. Ferreira e A. Frizera-Neto

Movilidad y Orientación

Comunicación Oral

Caracterización de Variables Cinemáticas de la Marcha Humana Mediante un Sistema Computarizado de Captura de Imágenes Subacuáticas en el Tanque de Marcha de la Clínica Universidad de la Sabana 125
Luis. Rodríguez, Alex. Sierra, Mauricio. Valencia, Juan. Ortiz y Catalina. Gomez

Sillas de Ruedas Inteligentes: del Laboratorio al Mercado 131
J. C. García, M. Marrón, M. Mazo, J. Ureña y D. Gualda

Propuesta de Interfaz Cerebro Computador para el Comando de un Vehículo Autónomo 138
J. Castillo, E. Caicedo,S. Müller, E. Caldeira, T. Freire Bastos

Estimação de Velocidade Linear em Marcha Assistida por Andador Utilizando Varredura Laser 145
C. Rodríguez, C. Cifuentes,L. Tausel, A. Frizera, T. Bastos

Nuevo Paradigma de Desarrollo Inclusivo Aplicado a una Plataforma Robótica de Movilidad Asistida para Niños con Parálisis Cerebral 152
G. Mercado, H. Fernández, V. González y F. Brunetti

Análisis del Proceso de Levantamiento de Personas con Deficiencias Motoras Mediante Técnicas de Suspensión 158
E. Urendes, R. Ceres, J.L. Pons

Estudio de la Variación de las Presiones que se Generan en los Asientos de las Sillas de Ruedas en Pacientes con Lesión Medular Durante su Ciclo de Propulsión 165
D. M. Lara-López, D. A. Gayol-Mérida, I. Quiñones-Uriostegui, E. Vela-Peña, M. Bourdon-Santoyo, A.R. Monroy-Pelaez

Desenvolvimento de um Sistema Eletrônico para Avaliação da Força na Região Plantar 171
Mateus Urban

Identificação Paramétrica de Modelo Dinâmico de Geração de Movimento de Membros 176
Feliphe Ariel Meneguello dos

Sistema Eletrônico para Geração e Avaliação de Movimentos Controlados no Membro Inferior de Pacientes 183
M. F. R. Urban, M. A. A. Sanches, M. V. N. Junqueira, R. F. Kozan, L. H. V. Felão, P. H. Capelotti, C. A. Alves, M. A. Bazani, A. A. de Carvalho

Controle da Posição da Perna de Pessoas Hígidas Utilizando um Controlador PID 190
R. F. Kozan, A. A. Carvalho, M. V. N. Junqueira, M. A. A. Sanches, M. F. R. Urban1, M. C.M.Teixeira, E. R. M. D. Machado1, W. Pontes, G. Z. Costal, R.Gaino

Marcha Agazapada, Diagnóstico y Tratamiento Guiado por Laboratorio de Marcha 196
Pedro Manuel Pérez

Laboratorio de Marcha: Su Utilidad Clínica 201
Pedro Manuel Pérez

Arquitectura de Control Distribuida Para un Exoesqueleto de Rehabilitación de Marcha 207
M. Bortole, J. L. Pons

Estudio Preliminar para la Detección en Línea de Espasmos 212
F. Resquín, F. Brunetti, J.L. Pons

Mobilidade Aumentativa- Desemvolvimiento de um Demostrador Industrial 218
Luis Azevedo

Robótica Móvil: Una Herramienta para Interacción de Niños con Autismo 222
J. Castillo, C. Goulart, C. Valadão, E. Caldeira, T. Freire Bastos

Comunicación Poster

Interfaz de Usuario para la Marcha Asistida con un Exoesqueleto 229
J. Villarejo, N. Valencia, G. Arango, J. Ramírez

Andador com Suporte de Tronco para Idoso com Instabilidade Postural: Desenvolvimento de Protótipo de Baixo Custo e Relato da Avaliação com Usuário 235
Francisco Gödke, Paloma Hohmann, Percy Nohama

A Confecção de Bengalas Articuladas na Universidade Tecnológica Federal do Paraná 241
C. V. Warnk, S. Dambroski, M. Matuichuk, M. C. da Silva

Manipulación

Comunicación Oral

Detección de la Voluntad de Movimiento del Brazo Basada en la Desincronización Relacionada a Eventos 251
D. Jiménez, A. Úbeda, E. Iáñez, E. Hortal, D. Planelles, J.M. Azorín

Entrenamiento de Balance de Tronco en Pacientes Hemipareticos Post-accidente Cerebrovascular Isquemico por medio de un Dispositivo Inercial 256
A. Andrade, P. Barria, R. Raya

Sistema de Control Individual de Dedos de una Prótesis Usando Señales Electromiográficas de Superficie 261
J.Villarejo, R.M. Costa, J. Sarmiento, A. Frizera-Neto, T. Freire-Bastos, D. Kumar

Estudio Exploratorio acerca de la realimentación Visual con Respuesta Motora en Pacientes con ECV 267
Jaime Aguilar Zambrano, Manuel Vicente Valencia ,Jose Angel Loaiza, Juan Manuel Mayor ,Ana Marcela Bolaños, Maria Nora Hurtado, Ricardo Chavarriaga

Compensación de Trastornos Motores del Miembro Superior en Pacientes LM y ACV. Proyecto HYPER 274
Aikaterini D. Koutsou, Francisco J. Resquin, Jaime Ibañez, Antonio Del Ama, Soraya Perez, Alicia Cuesta Gómez, Javier Iglesias Giménez, Francisco Molina Rueda, Eduardo Rocon, Ángel Gil and José L. Pons

Protocolo para Captura de Señales sEMG para el Reconocimiento de Gestos de la Mano 280
J.F Sarmiento, J.J Villarejo, R.M. Costa, T. Freire-Bastos, D. Kumar

Evolución de la Plataforma Robotizada de Neuro-Rehabilitación PHYSIOBOT 287
Juan-Carlos Fraile-Marinero, Javier Pérez-Turiel, Carlos Rodríguez-Guerrero, Paulina Oliva-Navarrete

Prueba de Concepto: Identificación y Calibración Automática UMIs en el Brazo 293
S. Lambrecht y J.L. Pons

Dispositivo Automático de Apoyo para uso de Herramientas Requeridas de Movimiento Manual de Pinzado 298
A. Jardón, G. Barroso de María, Carlos Balaguer

Comunicación Poster

Desenvolvimento de Protótipo de Afastador de Língua e Bochecha para Auxilio no Tratamento Odontológico de Paciente com Necessidades Especiais 303
Kawamoto, W. O., Rodriguez, S. C. M.

Cognición

Comunicación Oral

Desarrollo de un Sistema de Rehabilitación Cognitiva y Motora, Basado en Realidad Virtual y la Retroalimentación Sensorial: KinECI-VR 311
Luis. Rodríguez, Alex. Sierra, Juan. Zanatta, Rodrigo. Mallen

Reminiscens: Tecnología para el Recuerdo y la Interacción Social del Adulto Mayor 318
C. Parra, L. Cernuzzi, V. D'Andrea, F. Casati

Ambiente Virtual para Auxílio ao Ensino de Tabuada para Alunos do Ensino Fundamental Portadores de TDAH 325
Wagner Marcelo Sanchez; Luiz Teruo Kawamoto Júnior, Claudio José Carvajal Júnior

Desarrollo Cognitivo de Personas con Parálisis Cerebral a Través de Experiencias de Movilidad: Herramientas para su Medición 331
R. Raya, R. Ceres, E. Rocon

Herramienta de Software para el Apoyo en la Terapia de Rehabilitación de Niños con Pérdida Auditiva a partir del Análisis de Patrones de Habla para el Desarrollo de la Comunicación Oral 336
Claudia Oviedo, Diego Loaiza, Andrés Castillo, Anita Portilla, Gloria Alvarez, Diego Linares

Plataforma de Inmersión 3D para Rehabilitación de Enfermos Cognitivos 342
Jorge Guevara, J. Carlos Prieto y Javier O. Roa

Desenvolvimento de um Ambiente Virtual para a Avaliação de Conceitos Básicos de Matemática de Alunos com Falta de Atenção 347
E. S. Ianaguivara e A.P. Silva

Uma ICC Interface Cérebro–Computador para o MicroFênix Software de Ajuda a Portadores de Deficiências Motoras 352
J. F. Marinho de Araújo, Henrique Serdeira, João Sérgio dos S. Assis, José A. Borges, Júlio T. C. da Silveira, Marcos F. de Carvalho, Márcia C. de A. Soeiro

Comunicación Poster

TANGO:H: Rehabilitación física y cognitiva de menores hospitalizados 357
Carina S. González, Pedro Toledo, Elena Santos, Miguel Padrón, Jose Sigut

Desenvolvimento de um Eletroestimulador Funcional de Oito Canais para Aplicação com Malha de Realimentação Utilizando Controlador Digital 362
M. V. N. Junqueira, M. A. A. Sanches, R. F. Kozan, M. F. R. Urban, C. A. Alves, A. A. de Carvalho, M. C. M. Teixeira, E. R. M.D. Machado

Metodologia para registro de uma base de dados relacionada com o emocional humano aplicada a uma interface cérebro-máquina 369
R. C. Pin, M. S. Iglesias, M. L. de Souza, A. Ferreira, T. F. Bastos-Filho

Acciones Horizontales

Comunicación Oral

La Accesibilidad Universal en el Contexto de la Brecha Digital 377
Julio Abascal, Antón Civit

Evaluación Ergonómica y Antropométrica de las Estaciones de Trabajo en las Oficinas Públicas en la Provincia de Santiago, República Dominicana" Caso ONAPI 382
L. Cabrera, D. Nouel, A. Cabrera, N. Polanco

Incubadoras e a Geração de Empreendimentos Innovadores 387
Sebastião Dambroski, Claiton Voigt Warnk, Miraldo Matuichuk, Maclovia Correa da Silva

Integración Escolar de Alumnos con Discapacidad Física en el Sistema Educativo Dominicano: el Caso del Distrito Educativo 08-04 en el Año Escolar 2001-2002 391
Laureano de la Cruz

Apreciación de las Personas con Discapacidad Acerca de la Equidad de Oportunidades en el Ámbito Social, Laboral y Educativo 396
L. Cordero, R. Mercedes

Comunicación Poster

Aplicativo matemático para o ensino de crianças deficientes visuais 401
Henderson Tavares de Souza, Luiz César Martini

Situación Actual del Proceso de Diagnóstico de Autismo en las familias voluntarias de la Fundación Luz y Esperanza por el Autismo en la ciudad de Santiago de los Caballeros. 405
Yacelis Martinez

Diseño Universal en Arquitectura – Inclusión del Usuario 411
Lloanna Mabel Acosta Eusebio

Temática 1

Interacción y Comunicación Aumentativa / Alternativa

Creación de Tareas de Asistencia Robótica Mediante la Interacción Multimodal

J.G. Victores, S. Morante, A. Jardón, C. Balaguer

Grupo de investigación Robotics Lab, Universidad Carlos III de Madrid,
Avda. Universidad 30, 28911 Leganés (Madrid), España, Tlf. +34-916-248813,
{jcgvicto,smorante,ajardon,balaguer}@ing.uc3m.es

Resumen. En este artículo presentamos una parte de nuestro trabajo orientado a llevar la robótica avanzada más cerca a usuarios domésticos para tareas del día a día. Presentamos el sistema desarrollado para que usuarios puedan programar tareas para el brazo robótico asistencial ASIBOT sin experiencia previa, en un entorno doméstico. El proceso se guía a través de una interfaz Web navegable, que además incorpora un asistente de creación de tareas denominado Task Creator Wizard. La arquitectura abierta del robot ha permitido un control multimodal, permitiendo el uso conjunto de iconos táctiles, comandos de voz, y el mando Wii Remote™ para un intuitivo control del robot. La implementación final ha sido liberada como parte del Repositorio de Código Abierto del Robot Asistencial ASIBOT, disponible para su descarga, uso y documentación en: http://roboticslab.sourceforge.net/asibot

Palabras clave: Robot asistencial, interfaz multimodal, interfaz web, comando por voz, creación de tareas.

1. Introducción

Las tecnologías actuales han evolucionado y nos encontramos rodeados por dispositivos con componentes electrónicos embebidos: teléfonos móviles, libros electrónicos, portátiles, etc. Como se demuestra en algunos estudios [1], gente sin experiencia (incluso niños) son capaces de interactuar con elementos con botones y pantallas táctiles.

Es por ello que con este trabajo queremos acercar la robótica avanzada a los usuarios domésticos, incluso discapacitados. Con nuestro sistema, estos usuarios inexpertos son capaces de programar un manipulador avanzado, llamado ASIBOT [2], para que realice una tarea concreta en un entorno doméstico. Para ello, se utiliza un proceso guiado (Task Creator Wizard) a través de una interfaz web (véase la Fig. 1). Nuestro sistema está enfocado al usuario final [3] en su diseño.

Fig. 1. Operador explicando el funcionamiento de la interfaz web, en un entorno doméstico perteneciente a la Universidad Carlos III de Madrid. El manipulador ASIBOT que se ve en la figura asiste a la persona en silla de ruedas.

La arquitectura abierta (Open-source) del robot asistencial ha permitido crear una interacción flexible y multimodal, mediante botones táctiles, comandos de voz, e incluso un control remoto de la videoconsola Wii para hacer los movimientos más intuitivos. El asistente ha sido diseñado para proporcionar accesos mejorados y visualmente cómodos, evitando la fatiga y el aburrimiento de entornos poco atractivos.

2. Metodología

Se ha creado una arquitectura software completa mediante el uso de la plataforma robótica YARP [4] para las comunicaciones, lo que permite una comunicación multimodal con la interfaz.

2.1. Interfaz Web

La interfaz web de ASIBOT es un sistema que contiene nueve pestañas funcionales con herramientas relacionadas con el robot (véase la Fig. 2), accesible a través de cualquier navegador común.

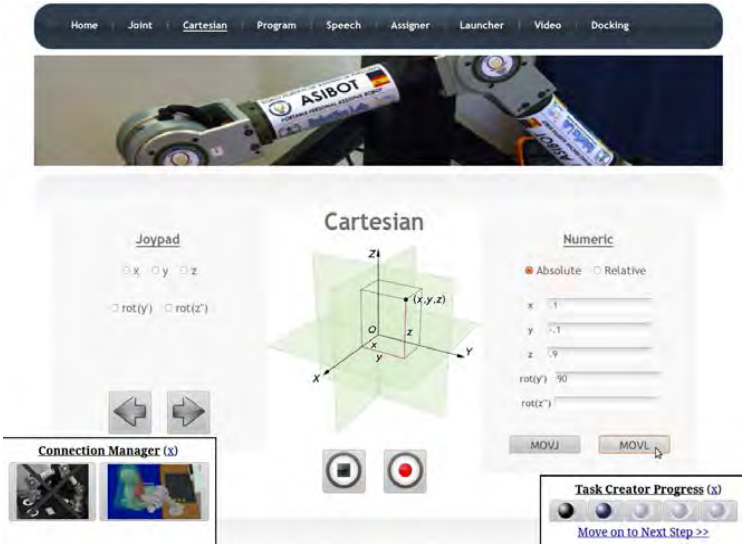


Fig. 2. Ejemplo de herramienta disponible en la interfaz. En este caso, se puede realizar un control cartesiano del robot.

Entre las funcionalidades disponibles, encontramos:

- Controladores eje-a-eje (es decir, se controla cada articulación individualmente) mediante valor numérico o incremento.
- Controladores en el espacio cartesiano mediante valor numérico o incremento, con interpolación articular o movimiento lineal.
- Reconocimiento de voz automático, a través de un servicio proporcionado por Google. Este módulo permite nombrar una tarea creada, sin escribirla en un teclado. Requiere conectividad a Internet.
- Anclaje y desanclaje del robot con su base.
- Grabación de las posiciones reales del robot.
- Pequeño entorno de programación en Python. El usuario en sí no tiene que programar, sino que al ir usando las herramientas de esta pestaña (referentes, sobre todo, a la captura de puntos), los comandos se van generando y presentando en pantalla automáticamente. Este programa que se genera al final es un archivo válido para el robot.

Para la creación de tareas, un asistente ha sido desarrollado para guiar el proceso. Una tarea está compuesta por varios programas predefinidos o personalizados, que el usuario puede invocar a través de las pestañas de la interfaz (véase la Fig. 3). Para simplificar el proceso, una barra de progreso indica los pasos restantes hasta la finalización de la tarea, y también permite avanzar a estados posteriores.

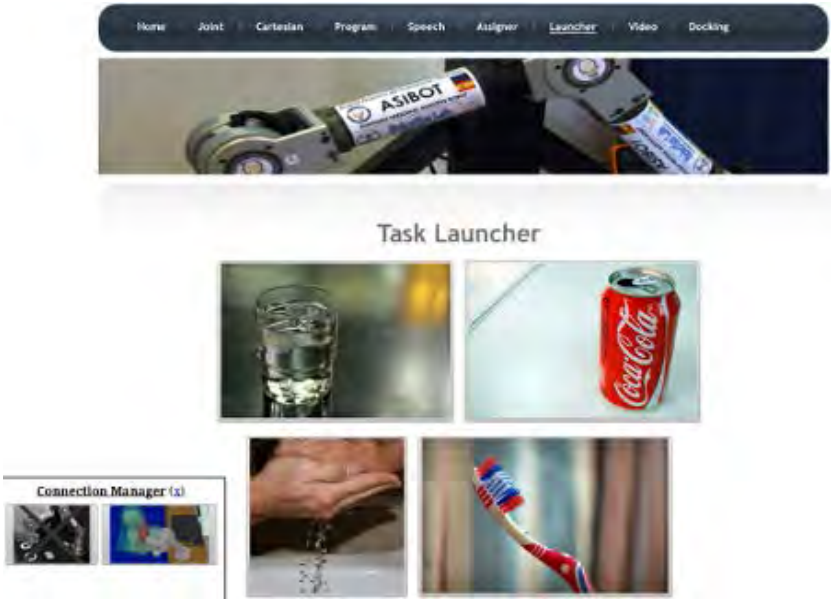


Fig. 3. Las tareas predefinidas se pueden seleccionar a través de iconos representativos e intuitivos.

2.2. Integración Controlador Remoto Wii

Como ejemplo de interacción multimodal, se ha desarrollado un módulo para integrar el controlador de la videoconsola Wii, y adaptarlo para controlar el robot. El usuario puede, con este dispositivo, manejar el robot dentro de lo que hemos llamado Espacio Wii. Esto es, la parte final del manipulador se alinea con el pitch del mando, y el giro de la base se controla con el giro del mando (véase la Fig. 4).

3. Resultados y discusión

Los experimentos se llevaron a cabo con un grupo de diez personas sanas, aunque inexpertas, en un curso de cinco días de duración de dos horas diarias. El objetivo que se les propuso fue programar una tarea con el robot, usando la interfaz: coger una lata roja de una mesa. Al término del curso, todos los participantes consiguieron los objetivos. Cursos similares para la programación de robots industriales, según nuestra experiencia, suponen entre el doble y el triple de duración en horas.

El *feedback* recibido por los participantes fue llevado a cabo mediante entrevistas orales, un método éste que permite mayor libertad de expresión que los formularios. Como resumen, percibieron la interfaz como algo muy interesante, aunque varios encontraron incómoda la implementación del sistema “pulsador de hombre muerto” en el controlador de la Wii.

4. Conclusiones

Con este trabajo pretendemos establecer las formas de comunicación futuras entre los humanos y los robots domésticos. Esto conlleva simplificar al máximo estos complejos sistemas y hacerlos agradables (aunque funcionales) para la mayor parte de los usuarios.

En el caso de personas discapacitadas, el hecho de la interacción multimodal puede suplir la carencia de habilidades de estas personas, con algunos dispositivos.

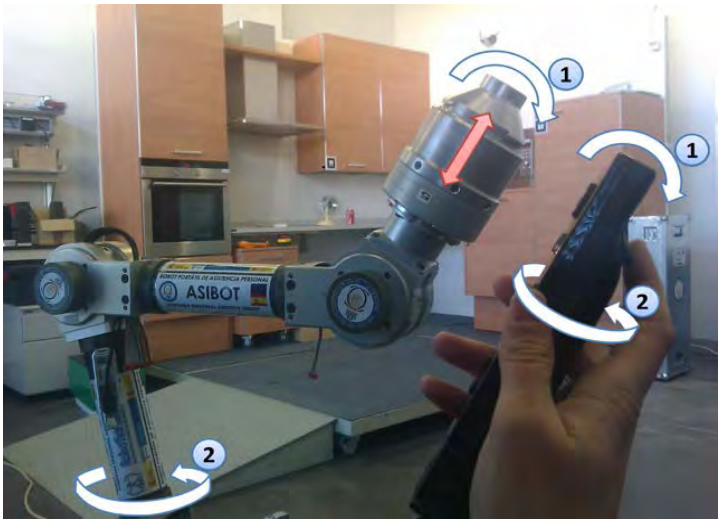


Fig. 4. La velocidad del manipulador se mantiene en línea con el controlador.

Referencias

[1] A. Holzinger. Finger instead of mouse: Touch screens as a means of enhancing universal access. Universal Access Theoretical Perspectives, Practice, and Experience. Eds: N. Carbonell, C. Stephanidis. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin / Heidelberg. Vol. 2615, pp. 387-397, 2003.

[2] A. Jardón, J.G. Victores, S. Martínez, A. Giménez, C. Balaguer. Personal autonomy rehabilitation in home environments by a portable assistive robot. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews. Vol. 42, no. 4, pp. 561-570, 2011.

[3] M.M. Burnett, C. Scaffidi. End-user development. The Encyclopedia of Human-Computer Interaction, 2nd Ed. Eds: M. Soegaard, R.F. Dam. Aarhus, Denmark: The Interaction Design Foundation, 2011.

[4] P. Fitzpatrick, G. Metta, L. Natale. Towards long-lived robot genes. Robotics and Autonomous systems. Vol. 56, no. 1, pp. 29-45, 2008.

Una Interfaz Cerebro Computador para Personas con Discapacidad Severa Aplicado a un Gestor de Correo Electrónico

Eduardo F. Caicedo Bravo[1], Jaiber E. Cardona Aristizábal[2]

[1]Universidad del Valle: A.A. 25360, Cali, Colombia, Tel. (57)23303436 ext. 122, Eduardo.caicedo@correounivalle.edu.co
[2]Universidad del Quindío: Prog. Ing. Electrónica, Carrera 15 calle 12N, Armenia, Colombia, Tel. (57)3127673557, jaibercardona@uniquindio.edu.co

Resumen. En este trabajo se presenta un primer prototipo de un gestor de correo electrónico que utiliza una interfaz cerebro computador (BCI) basada en potenciales de estado estable evocados visualmente (SSVEP) diseñado para personas con discapacidad severa, en la cual, a través de cinco comandos, se pueden leer los correos enviados y recibidos, y componer nuevos correos. Se usa un lector de ondas EEG comercial de bajo costo usando electrodos secos. El sistema fue probado con un adulto hombre de 37 años sin problemas mentales conocidos alcanzando una precisión en la detección de los cinco estímulos visuales del 87%, con un tiempo estimado promedio de 4.5sg para detectar un comando y una rata de transferencia de información de 20 bits por minuto.

Palabras clave: BCI, SSVEP, MEC, EEG

1. Introducción y contenidos

Los sistemas de Interfaz Cerebro Computador (BCI de Brain Computer Interface) permiten la comunicación directa entre el cerebro y el computador [1], presentándose como una opción para pacientes con daños neuromusculares severos como los producidos por esclerosis lateral amiotrófica, lesiones cerebrales o lesiones de la médula espinal [2]; por medio de la lectura e interpretación de señales cerebrales se puede mejorar la calidad de vida de este tipo de personas, permitiéndoles interactuar en diferentes situaciones incluyendo escribir palabras en un ordenador [3], Navegar en internet y escribir correos electrónicos [4], al igual que realizar el movimiento de sillas de ruedas [5], de órtesis mecánicas [6] o el uso de neuroprótesis [7].

Una de las principales variantes de los sistemas BCI se basa en los potenciales de estado estable evocados visualmente (SSVEP de steady state visual evoked potentials) en la cual el usuario presta atención a un estímulo visual que consiste en una luz que parpadea a una frecuencia determinada, lo que produce señales de frecuencia igual o de sus primeros múltiplos en la parte occipital del cerebro y que pueden ser medidas a través de un equipo de electroencefalografía (EEG) [8]; a partir de estas señales se puede determinar la intención del usuario de activar un comando específico al mostrarle estímulos de diferentes frecuencias donde cada uno tiene asociada una posible acción, el usuario debe entonces prestar su atención al estímulo que corresponde al comando que quiere activar.

El uso masivo de los sistemas BCI basados en EEG está limitado por dos inconvenientes: el primero es el largo tiempo de preparación previa, en el cual el usuario debe lavar su cabello para remover grasa o suciedad del cuero cabelludo y posteriormente poner los electrodos untados con gel conductor para aumentar conductividad, necesitando además el lavado del cabello posterior al uso del equipo. El segundo son los altos costos asociados a los equipos lo que reduce enormemente la posibilidad de ser usados para propósitos comerciales. Estos dos inconvenientes determinan que su uso sea para propósitos investigativos pero que no llegue a personas comunes y en especial a personas con discapacidad.

En la actualidad se comercializan equipos EEG de bajo costo, con electrodos secos que no requieren gel conductor, lo cual pretende reducir los inconvenientes mencionados pero se disminuye el número de electrodos disponibles y se aumenta considerablemente el ruido presente en las señales medidas, aumentando la complejidad en la clasificación de las señales al disponer de menos canales con mayor ruido.

En este artículo se presenta un primer prototipo de un BCI basado en SSVEP aplicado a un gestor de correo electrónico, mostrando que es posible desarrollarlo usando un equipo comercial que cuenta con pocos electrodos secos para medir la actividad en la parte occipital del cerebro, lo cual presenta un gran potencial para llegar a un número más alto de usuarios, siendo posible mejorar el nivel de vida de personas en estado de discapacidad severa a un costo mucho menor que con el uso de equipos EEG convencionales.
El artículo está organizado de la siguiente manera, en el capítulo 2 se muestra el sistema implementado y la metodología seguida para la detección de comandos y el manejo del correo electrónico, en el capítulo 3 se muestran los resultados obtenidos en el uso del sistema y en el capítulo 4 se muestran las conclusiones y los trabajos futuros.

2. Metodología

El esquema general del sistema BCI basado en SSVEP implementado se muestra en la figura 1, en el cual se presentan cinco estímulos visuales que permiten seleccionar diferentes comandos para el manejo del correo electrónico, el usuario debe prestar atención a uno de los cinco estímulos visuales según el comando a seleccionar con lo cual genera una señal que es detectable por medio de las ondas EEG, las cuales son capturadas de la parte occipital del cerebro a través de 8 canales; las señales adquiridas son procesadas y clasificadas identificando el comando deseado, una vez identificado se procede a ejecutarlo sobre el gestor de correo electrónico, con lo cual el usuario puede nuevamente activar otro comando y repetir el proceso continuamente.

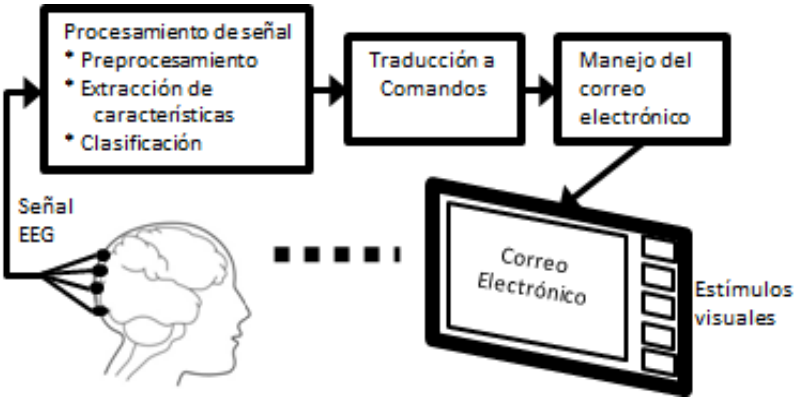


Figura 1. Esquema general del sistema BCI basado en SSVEP

2.1. Software y Hardware

El sistema está conformado por un computador con procesador Intel Core 2 a 1.83GHz, 2Gbytes de RAM y sistema operativo Windows Vista, en el cual se usa el correo electrónico de google configurado con una cuenta y clave grabados previamente y ubicado en la parte izquierda de la pantalla, así mismo se presentan 5 estímulos visuales que consisten en luces parpadeantes entre negro y blanco cambiando a frecuencias de 15hz, 12Hz, 10Hz, 8.571Hz y 7.5Hz, los cuales son escogidos como divisores exactos de 60Hz que corresponde a la frecuencia de refresco de la pantalla, permitiendo una mayor precisión en la generación de los estímulos [8]. Una captura de pantalla del sistema en funcionamiento se muestra en la figura 2.
Para la lectura de ondas EEG se usa un equipo tipo Emotiv EPOC que se pone en la cabeza del usuario, y que permite enviar las señales al computador por vía BlueTooth, tiene una frecuencia de muestreo de 128Hz y cuenta con 14 electrodos secos, de estos electrodos 4 quedan ubicados en la parte occipital del cerebro. Debido a la necesidad de contar con la mayor cantidad posible de electrodos en la parte occipital del cerebro, el lector de ondas EEG es rotado 180 grados respecto a la horizontal, aumentando a 8 el número de electrodos disponibles. Los datos provenientes de los electrodos son muestreados a una frecuencia de 128Hz

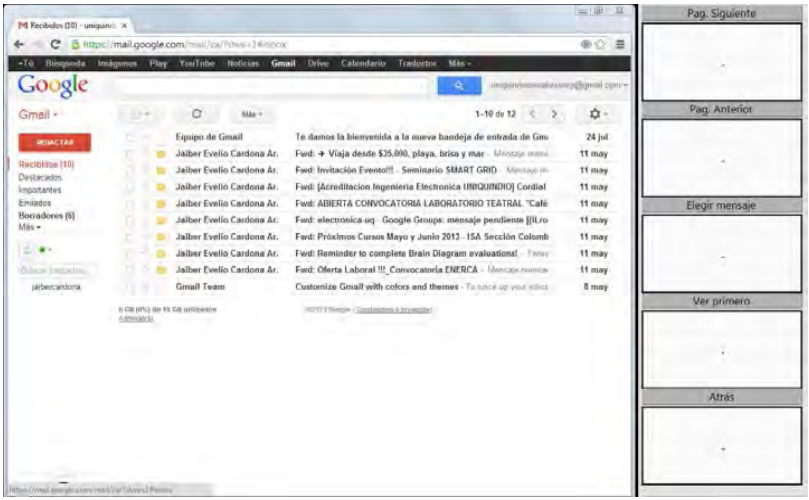


Figura 2. Disposición del correo electrónico y los estímulos en la pantalla.

2.2. Gestor de correo electrónico

Cuando el sistema detecta que se ha seleccionado un estímulo, este se pone en azul por 1 segundo, dejando de oscilar en ese tiempo, para indicar al usuario que se realizará la acción correspondiente, la acción es ejecutada y nuevamente los estímulos visuales son puestos a disposición. Debido a la limitación de 5 estímulos visuales se implementó un sistema de menús que permite navegar por el correo electrónico permitiendo hacer entre 2 y 5 selecciones en cada uno. Una muestra de la parte principal del sistema de menús se muestra la figura 3. El menú 1 contiene las opciones iniciales permitiendo escoger entre operar recibidos, operar enviados, componer y cerrar, esta última opción termina la aplicación. Si se escoge operar recibidos u operar enviados se entra en el menú 2 donde se puede seleccionar entre las diferentes páginas entrando a la siguiente o a la anterior, elegir el mensaje a ver entre los 10 presentes en cada página o pasar directamente a ver el primero. Si se elige página siguiente o anterior se cambia de página y sigue en el mismo menú; si se selecciona elegir mensaje se pasa a otro menú que permite escoger entre los 10 mensajes presentes, este menú no es mostrado en la gráfica. Al escoger ver primero o haber seleccionado uno entre los 10 mensajes presentes, se entra al menú 4 que permite ver el mensaje siguiente o el anterior, además que permite desplazar el mensaje hacia arriba o abajo si este es largo y no se puede visualizar totalmente en la pantalla.

De manera similar se entra desde el menú 1 al menú 3 al seleccionar componer, en este menú se puede seleccionar entre editar las diferentes partes del mensaje: para, asunto y contenido; en estas tres primeras opciones se pasa al menú de escritura. Así mismo se puede seleccionar entre enviar el mensaje y cancelar, estas dos últimas opciones tienen confirmación debido a que su selección puede darse involuntariamente por una falla de precisión en el sistema.

El menú de escritura se muestra en la figura 4 y sirve para editar las diferentes partes del mensaje, en el menú 5 aparecen las opciones de minúscula, mayúscula, números, movimiento y menú anterior, que permiten llevar a los menús 8, 9, 10, 11 y 3 respectivamente. El menú 11 permite hacer el movimiento equivalente a las flechas del computador y los menús 8 al 10 permiten la escritura de caracteres que, para escribir uno, requiere moverse entre diferentes menús, es decir seleccionar varias opciones.

Como ejemplo se muestra el despliegue de opciones del menú 9 que al querer seleccionar una letra entre la A y la J debe entrar al menú 12, si la letra es la A o la E se puede seleccionar en dicho menú, pero si es otra diferente debe pasar al menú 16 o 17 según corresponda y seleccionar allí la letra. En la organización de los menús se seleccionaron algunas letras de mayor uso en el idioma español para poderlas seleccionar con dos comandos, mientras que la mayoría se seleccionan con tres comandos.

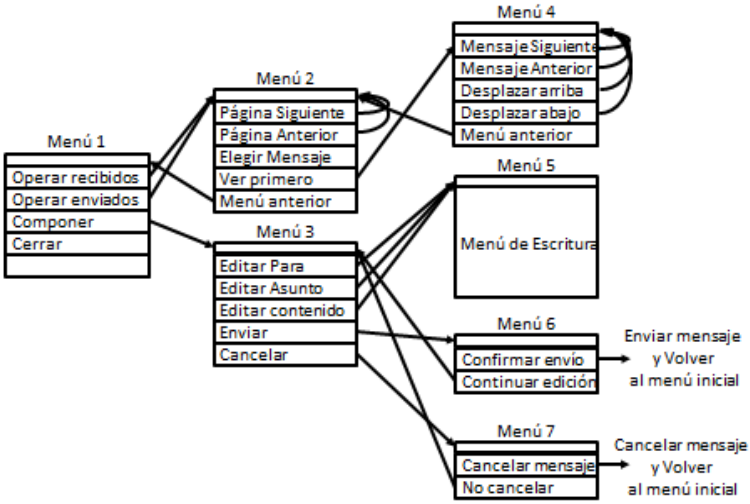


Figura 3. Sistema de menús para el manejo del correo electrónico.

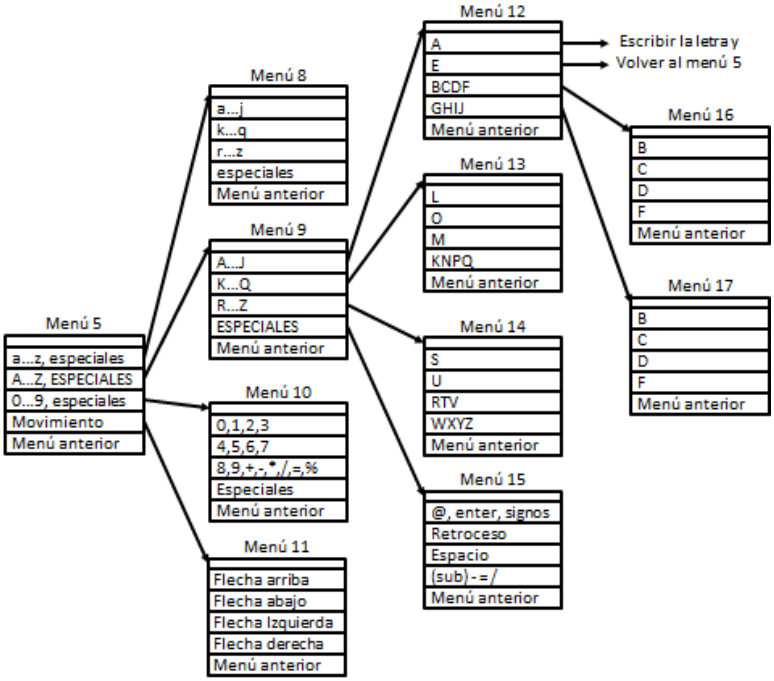


Figura 4. Sistema de menús para escritura de letras.

2.3. Procesamiento de datos

Los datos provenientes de los electrodos son almacenados contando con los últimos 3 segundos y se normalizan de forma que cada canal tiene media cero y varianza igual a 1, cada 0.25 segundos se aplica para cada una de las frecuencias el procedimiento denominado combinación de mínima energía (MEC de

minimum energy combination) [9] para detectar si alguno de los estímulos es seleccionado. Este procedimiento se muestra a continuación:
Asumiendo que un estímulo visual de frecuencia f es aplicado, entonces la señal del electrodo i puede verse como:

$$y_i(t) = \sum_{k=1}^{N_h} a_{i,k} \sin\left(2\pi k f t + \emptyset_{i,k}\right) + \sum_j b_{i,j}\, z_j(t) + e_i(t)$$

Dividiendo la señal en tres partes, la primera consiste en las ondas sinusoidales hasta el múltiplo N_h contando cada una con una amplitud $a_{i,k}$ y una fase $\emptyset_{i,k}$. La segunda contiene señales $z_j(t)$ producidas por otras actividades mentales y que son comunes a todos los electrodos con una magnitud $b_{i,j}$. La tercera parte $e_i(t)$ contiene señal de ruido propia de cada canal.
Para un segmento de N_t muestras consecutivas, a una frecuencia de muestreo F_s, se puede expresar el modelo en la forma:

$$\mathbf{y}_i = \boldsymbol{X}\boldsymbol{a}_i + \boldsymbol{Z}\boldsymbol{b}_i + \boldsymbol{e}_i$$

Donde $\mathbf{y}_i = [y_i(1), \dots, y_i(N_t)]^T$, es un vector de $N_t\ x\ 1$ con las N_t muestras consecutivas, de igual tamaño es el vector $\boldsymbol{e}_i$ que contiene el ruido en las muestras. La matriz del modelo SSVEP $\boldsymbol{X} = [\boldsymbol{X}_1, \boldsymbol{X}_2, \dots, \boldsymbol{X}_{N_h}]$ es de tamaño $N_t\ x\ 2N_h$ y cada submatriz $\boldsymbol{X}_k$ contiene dos columnas con las señales $\sin(2\pi k f t)$ y $\cos(2\pi k f t)$, donde el vector a_i de dimensión $2N_h\ x\ 1$ contiene las amplitudes correspondientes. De manera similar $\boldsymbol{Z}$ es una matriz que contiene las señales producidas por otras actividades mentales junto con sus coeficientes $\boldsymbol{b}_i$.
Finalmente, asumiendo que se tienen N_y electrodos con señales dadas por $\mathbf{y}_i(t)$ para $i = 1,2, \dots, N_y$, el modelo puede ser generalizado como:

$$\boldsymbol{Y} = \boldsymbol{X}\boldsymbol{A} + \boldsymbol{Z}\boldsymbol{B} + \boldsymbol{E}$$

Donde $\boldsymbol{Y} = [y_1, \dots, y_{N_y}]^T$ es una matriz $N_t\ x\ N_y$, con las señales muestreadas de todos los electrodos como columnas, $\boldsymbol{E}$ es la matriz de ruido construida de la misma manera, al igual que $\boldsymbol{A}$ y $\boldsymbol{B}$ contienen las amplitudes de las señales sinusoidales y de otras actividades mentales para todos los electrodos.
La idea de la combinación de mínima energía es cancelar tanto como sea posible las señales de otras actividades mentales, para esto el primer paso es remover todos los componentes de potenciales SSVEP de todos los electrodos, lo cual es hecho al proyectarlos en el complemento ortogonal de la matriz $\boldsymbol{X}$ de acuerdo a:

$$\widetilde{\boldsymbol{Y}} = \boldsymbol{Y} - \boldsymbol{X}(\boldsymbol{X}^T\boldsymbol{X})^{-1}\boldsymbol{X}^T\boldsymbol{Y}$$

Con lo cual el resultado contendrá aproximadamente solo señales de otras actividades mentales y ruido

$$\widetilde{\boldsymbol{Y}} \approx \boldsymbol{Z}\boldsymbol{B} + \boldsymbol{E}$$

El siguiente paso es encontrar un vector $\boldsymbol{w}$ de magnitud unitaria y construido para minimizar la energía resultante en la combinación de electrodos $\widetilde{\boldsymbol{Y}}\boldsymbol{w}$, es decir resolver el siguiente problema de optimización:

$$\min_{\boldsymbol{w}} \left\|\widetilde{\boldsymbol{Y}}\boldsymbol{w}\right\|^2 = \min_{\boldsymbol{w}} \boldsymbol{w}^T\widetilde{\boldsymbol{Y}}^T\widetilde{\boldsymbol{Y}}\boldsymbol{w}$$

La forma cuadrática del lado derecho de la ecuación es limitada por los valores propios mínimo y máximo de la matriz simétrica $\widetilde{\boldsymbol{Y}}^T\widetilde{\boldsymbol{Y}}$. Dado que esta matriz es simétrica los vectores propios serán ortogonales produciendo canales que son no correlacionados.
La solución del problema es dada por el vector propio correspondiente al valor propio más pequeño conteniendo un nivel de energía igual al valor propio, sin embargo se toma un número de canales N_s cuya energía final sea cercana al 10%. Si se tienen los valores propios ordenados $\lambda_i \leq \lambda_{i+1}$ entonces se toma N_s como el menor valor tal que:

$$\frac{\sum_{i=1}^{N_s} \lambda_i}{\sum_{j=1}^{N_y} \lambda_j} > 0.1$$

Tomando los vectores propios correspondientes $\boldsymbol{W} = [w_1, \dots, w_{N_s}]$ se obtienen los canales $\boldsymbol{S} = [s_1, \dots, s_{N_s}]$ pero aplicando la transformación a la señal original, de forma que:

$$\boldsymbol{S} = \boldsymbol{YW}$$

Para encontrar la presencia de señales SSVEP se utiliza la fórmula:

$$T = \frac{1}{N_s N_h} \sum_{l=1}^{N_s} \sum_{k=1}^{N_h} \frac{P_{k,l}}{\sigma_{k,l}^2}$$

Que es un promedio de la relación de potencia de la señal SSVEP de interés sobre la potencia de las demás señales. La potencia del múltiplo k de la señal de interés se calcula de acuerdo a:

$$P_{k,l} = \|X_k^T s_l\|$$

Para calcular la potencia de las señales restantes se utiliza un modelo AR(p) calculado sobre los canales obtenidos después de la transformación pero sin la presencia de las señales SSVEP, es decir sobre:

$$\tilde{\boldsymbol{S}} = \boldsymbol{S} - \boldsymbol{X}(\boldsymbol{X}^{\boldsymbol{T}}\boldsymbol{X})^{-\boldsymbol{1}}\boldsymbol{X}^{\boldsymbol{T}}\boldsymbol{S} = \tilde{\boldsymbol{Y}}\boldsymbol{W}$$

Los modelos AR(p) son ajustados invocando el teorema Wiener-Khinchin por computar la autocovarianza de cada canal y luego resolver la ecuación de Yule-Walker. Así se encuentran los parámetros $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_p$ del modelo AR(p), así como la varianza del ruido blanco del proceso σ^2.
Asumiendo que se ajustó un modelo AR(p) al canal $\boldsymbol{s}_l$, el nivel de ruido predicho para el armónico k de la frecuencia SSVEP es:

$$\sigma_{k,l}^2 = \frac{\pi N_t}{4} \frac{\sigma^2}{\left|1 + \sum_{j=1}^{p} \alpha_j \exp\left(-\frac{2\pi i j k f}{F_s}\right)\right|^2}$$

Teniendo en cuenta que i hace referencia al valor complejo $\sqrt{-1}$ y que el modelo AR(p) debe ser ajustado para cada canal $\boldsymbol{s}_l$.
El valor T es calculado para cada una de las frecuencias y, al superar un umbral establecido, se indica que se ha detectado que el usuario está mirando el estímulo visual correspondiente a la frecuencia relacionada.

3. Resultados

El sistema fue probado con un voluntario adulto hombre de 37 años sin problemas mentales conocidos al cual se le solicitó realizar diferentes procedimientos para medir la precisión del sistema en su funcionamiento On-line.

3.1. Precisión en la detección de un comando seleccionado

Inicialmente se configuró el sistema para probar la detección de un comando seleccionado sin ejecutar acciones sobre el correo electrónico, se le solicitó al voluntario observar el estímulos visuales marcado en el software hasta que los estímulos se coloquen de color azul, indicando que se ha detectado un comando; los estímulos permanecen de color azul por un segundo y se marca el siguiente estímulo visual a observar, este procedimiento se hizo en orden consecutivo desde el primer hasta el último estímulo y se repitió en veinte oportunidades tomando un tiempo de 9 minutos y 9 segundos, obteniendo un tiempo promedio de 4.5sg para detectar un comando (restando el valor de un segundo en el cual se muestra al voluntario la detección de un comando).
La tabla 1 muestra la matriz de confusión presentando en sus filas el estímulo visual real y en las columnas el estímulo que fue detectado.

		Valores predichos				
	Frecuencia	**15Hz**	**12Hz**	**10Hz**	**8.571Hz**	**7.5Hz**
Valores Reales	**15Hz**	18	1	1	0	0
	12Hz	0	19	1	0	0
	10Hz	0	1	17	2	0
	8.571Hz	0	2	1	16	1
	7.5Hz	2	0	1	0	17

Tabla 1. Matriz de confusión que muestra los estímulos reales y los predichos.

Se puede notar que la precisión alcanzada en la detección de los estímulos visuales es del 87% y que, usando el índice definido en [1], se alcanza una rata de transferencia de información de 20 bits por minuto.

3.2. Uso del correo electrónico

Se pidió al voluntario navegar por el correo electrónico para visualizar cada uno de los mensajes recibidos, 12 en total, cada uno de los mensajes enviados, 4 en total, y componer y enviar un mensaje, ante lo cual el voluntario manejó adecuadamente los diferentes escenarios. En especial se pidió que escribiera el mensaje "prueba para IBERDISCAP 2013" para enviarlo a uno de los contactos registrados en el correo, logrando efectivamente manipular el menú de escritura alcanzando una velocidad promedio de 5.5 letras por minuto.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Durante el trabajo se pudo comprobar la posibilidad de implementar un BCI basado en SSVEP implementando 5 comandos que permiten navegar a través de menús para operar el correo electrónico. Aunque el sistema fue probado con el correo electrónico, es también posible aplicarlo a diferentes acciones en el manejo del computador, como mover el mouse, escribir, navegar en internet, visualizar fotos o videos, entre otros. Este sistema es de mayor acceso en cuanto a costos, requiere poco tiempo de preparación previa al usar electrodos secos y puede ser efectivamente aplicado, sin embargo la precisión y velocidad deben ser mejoradas buscando un mayor confort de los usuarios en el manejo de la interfaz cerebro computador.

Referencias

[1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. MacFarland, P. H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson, and T. M. Vaughan. Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting, IEEE transactions on rehabilitation engineering, vol. 8, no. 2, June 2000.

[2] A. Kübler, B. Kotchoubey, J. Kaiser, J. R. Wolpaw, and N. Birbaumer. Brain-computer communication: unlocking the locked in. Psychology Bulletin, 127(3):358–375, 2001.

[3] J. Williamson, R. Murray-Smith, B. Blankertz, M. Krauledat, and K.-R. Müller. Designing for uncertain, asymmetric control: Interaction design for brain–computer interfaces. International Journal of Human-Computer Studies. Vol 67, pag. 827–841. 2009.

[4] M. Bensch, A. Karim, J. Mellinger, T. Hinterberger, M. Tangermann, M. Bogdan, W. Rosenstiel, and N. Birbaumer. Nessi: an eeg controlled web browser for severely paralyzed patients. Comput. Intell. Neurosci. 2007.

[5] B. Rebsamen. A brain controlled WheelChair to navigate in familiar environments. A thesis submitted for the degree of doctor of philosophy. Department of mechanical Engineering. National University of Singapore. 2008.

[6] E. Buch, C. Weber, L. Cohen, C. Braun, M. Dimyan, T. Ard, J. Mellinger, A. Caria, S. Soekadar, A. Fourkas, and N. Birbaumer. Think to move: a neuromagnetic BCI system for chronic stroke. Stroke. vol.39: p.910–917. 2008.

[7] M. Lebedev, and M. Nicolelis. Brain-machine interfaces: past, present and future. Trends in neurosciences, Vol.29 No.9, 536-46.Julio. 2006.

[8] D. Zhu, J. Bieger, G. Garcia Molina, and R. M. Aarts. A Survey of Stimulation Methods Used in SSVEP-Based BCIs. Comput Intell Neurosci. 2010; 2010: 702357. Published online 2010 March 7

[9] O. Friman, I. Volosyak, and A. Graser. Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), pp. 742-750, 2007.

Implementação de Avatar Sinalizador de Libras Explorando Técnicas de Captura de Movimento

Benetti, Â. B.[1], Poeta, E.T.[2], De Martino, J. M.[3]

Departamento de Engenharia de Computação e Automação Industrial (DCA) [1,2,3]
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC)
Universidade Estadual de Campinas (Unicamp)
Avenida Albert Einstein, 400 – CEP 13083-852 – Campinas, SP, Brasil
Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer (CTI) [1]
[1]angelo.benetti@cti.gov.br,[2]enzopoeta@gmail.com,[3]martino@dca.fee.unicamp.br

Resumo. O acesso à informação é fundamental para a educação e inserção sócio-econômica dos indivíduos na atual sociedade da informação, onde plataformas como a Internet e a Televisão se consolidaram de forma destacada como meios de difusão de informação. Enormes e abrangentes acervos de informação, sobre os mais variados temas, circulam a velocidades cada vez mais surpreendentes na Internet. Por seu lado, a televisão ainda é um importante veículo de comunicação. Nessas plataformas, a informação é essencialmente transmitida na forma escrita ou utilizando recursos audiovisuais apoiados na fala. Tal realidade impõe severas barreiras de acesso a informação, educação e entretenimento para deficientes auditivos, sobretudo, para os que adquiriram a surdez antes da alfabetização. Para os surdos a língua de sinais é opção mais natural para a comunicação. O presente trabalho pretende contribuir com o estudo, compreensão e difusão da Língua Brasileira de Sinais, Libras e, sobretudo, para o estabelecimento de mecanismo para a geração ágil e flexível de conteúdo em Libras. O trabalho apresenta aspectos do desenvolvimento de avatar (figura humana virtual, implementada com recursos da computação gráfica) sinalizador de Libras, utilizando de técnicas de captura de movimento para aumentar a inteligibilidade, realismo e naturalidade da sinalização.

Palavras-chave – Acessibilidade, Língua de Sinais, Avatar Sinalizador, Libras.

1. Introdução

De acordo com dados do censo de 2010 [1], o Brasil possui aproximadamente 9,7 milhões de habitantes com algum grau de deficiência auditiva. Destes, aproximadamente 2,1 milhões declararam possuir deficiências auditivas consideradas severas. Trinta por cento da comunidade de surdos do Brasil é analfabeta.

Para facilitar o acesso à informação pelos deficientes auditivos, conteúdo em língua de sinais tem sido capturado, transmitido e armazenado na forma de vídeo. No entanto, a produção de conteúdo neste formato envolve infraestrutura, pessoal e processos que elevam custos e reduzem a agilidade e flexibilidade da produção [5].

Neste cenário, um avatar sinalizador apresenta-se como uma alternativa vantajosa, pois é capaz de eliminar os problemas do processo de produção tradicional, permitindo a tradução do conteúdo escrito ou falado para a língua de sinais em tempo real, além de dispensar a necessidade de armazenamento de conteúdo específico para o público surdo. Um avatar é um modelo geométrico tridimensional representando uma figura humana que, ao ser animado utilizando recursos da computação gráfica, reproduz a movimentação corporal e facial dos sinais da língua de sinais.

A abordagem deste trabalho busca facilitar o acesso à informação, principalmente em ambientes computacionais, oferecendo mecanismos que facilitem a geração, transmissão, armazenamento e manutenção de conteúdo na Língua Brasileira de Sinais, visando contribuir com a educação dos surdos e a inclusão sócio-econômica destes indivíduos. O trabalho relata os atuais desenvolvimentos de projeto que objetiva a implementação de avatar sinalizador de Libras, abordando a utilização de técnicas de captura de movimento para aumentar o realismo, naturalidade e inteligibilidade do avatar. Desenvolvimentos e resultados anteriores do projeto são apresentados em [2], [3] e [4].

2. Metodologia

Visando obter personagens animados cada vez mais realistas, abordagens utilizando Captura de Movimento vêm sendo empregadas pela indústria cinematográfica para transferir os movimentos de atores reais para modelos geométricos de personagens animados. No contexto do presente trabalho, a captura de movimento será utilizada para o registro da movimentação de intérprete de Libras. Para a Captura de Movimento está sendo utilizado um sistema óptico passivo composto de oito câmeras infravermelho e marcadores refletivos.

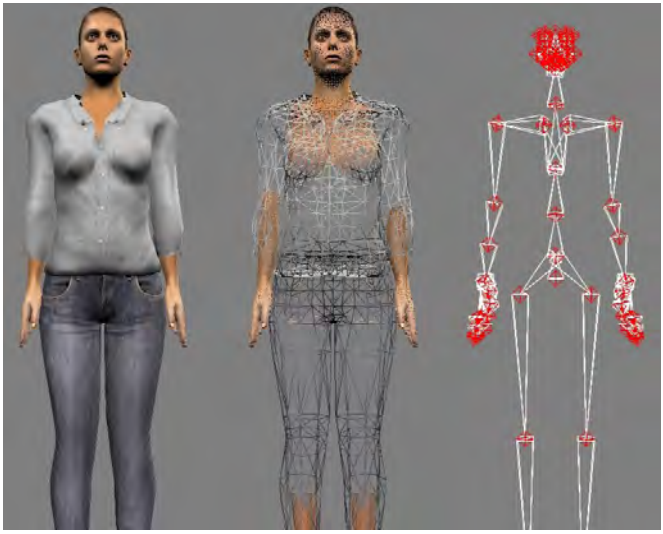


Figura 1: Modelo 3D do avatar (da esquerda para direita): como visto pelo usuário, malha poligonal e esqueleto de controle.

O modelo geométrico do avatar sinalizador de Libras é composto por uma malha poligonal (Figura 1 centro), provendo uma representação realista de um ser humano (Figura 1 esquerda). A movimentação do avatar é controlada através de seu esqueleto (Figura 1 direita). O esqueleto é um sistema de ossos e juntas dispostos hierarquicamente que simula as articulações existentes no corpo humano. Cada osso atua com um determinado peso na deformação de um conjunto de vértices que compõem os segmentos do modelo 3D. Assim como a animação corporal, a animação facial do modelo virtual também é controlada por um conjunto de juntas (Figura 1 direita). A informação necessária para a movimentação do sistema de ossos e juntas é obtida a partir de arquivos XML contendo a descrição dos sinais da Libras em conformidade com o formalismo proposto [2]. Já o conteúdo a ser sinalizado é obtido de um arquivo de texto com frases escritas em português, organizadas na estrutura sintática e semântica da Libras acompanhadas das indicações de expressões faciais a serem sintetizadas.

As línguas de sinais possuem estruturas gramaticais próprias. Entretanto, ainda não há consenso entre linguistas e estudiosos da área sobre a estrutura fonológica destas línguas. O estabelecimento de uma descrição fonológica passa pelo estudo e análise cuidadosa de produções na língua. Assim como os movimentos corporais e dos membros superiores, as expressões faciais também são importantes para a comunicação em Libras. As expressões faciais contribuem para a correta transmissão da informação, modulando nuances e complementando a gesticulação corporal. Um determinado sinal pode ter seu significado alterado dependendo da expressão facial usada, sendo possível identificar dois tipos diferentes de expressões faciais , [8]: as afetivas e as gramaticais (lexicais e sentenciais). As expressões afetivas são essencialmente utilizadas para a comunicação de emoções (Figura 2). As expressões gramaticais lexicais estão diretamente ligadas ao grau de intensidade dos adjetivos. As expressões faciais gramaticais sentenciais servem para identificar sentenças do tipo: interrogativas, afirmativas/negativas e exclamativas.

Trabalhos de cunho linguístico como Johnson e Liddell [6] e [7] e Xavier [10], auxiliam no entendimento e identificação das características dos sinais que são fundamentais para reprodução destes com o uso de um personagem virtual. Uma maneira de descrever um sinal é por uma sequência de momentos distintos: (a) articulador parado e (b) articulador em movimento. Tal conceito é naturalmente acomodado pelo tradicional conceito de animação por poses-chave. Neste tipo de animação, a animação é realizada através da definição de poses-chaves e do mecanismo de transição entre elas. O formalismo de descrição de conteúdo em Libras adotado neste trabalho [2], e voltado à animação por poses-chave e essencialmente descreve os sinais a partir de elementos de construção: *pose* e *movement*. O elemento *pose* descreve o momento em que as mãos, face e corpo estão parados no espaço de sinalização. Já o elemento *movement*, como o nome sugere, descreve a movimentação.

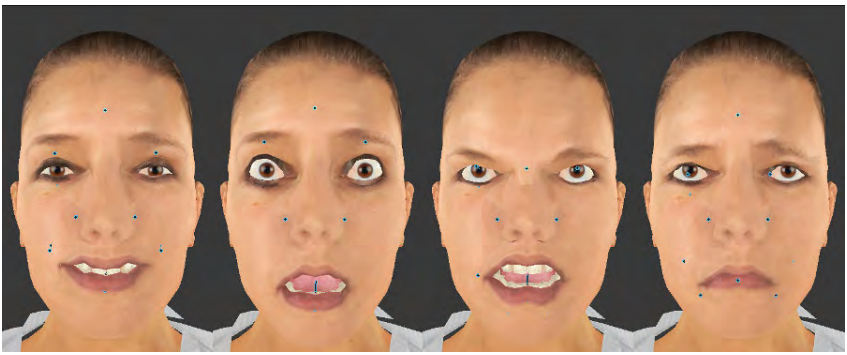


Figura 2: Expressões de alegria, espanto, raiva e tristeza (da esquerda para a direita).

A metodologia para aplicação de técnicas de Captura de Movimento na implementação do avatar está sendo conduzida nas seguintes etapas: (1) definição de corpus linguístico; (2) captura de movimento; (3) processamento e análise; (4) incorporação ao avatar; e (5) avaliação da solução.
Na etapa de definição corpus linguístico está sendo definido o conjunto de sinais e frases em Libras, assim como as emoções, que serão capturados e analisados. O corpus linguístico será formado por sinais que contemplem todos os elementos e atributos do formalismo de descrição dos sinais [2], incluindo, sinais que utilizam uma e duas mãos, uma ou várias configurações de mão, movimento local (movimentação do dedos, pulso ou antebraço), movimento global (movimentação do cotovelo e ombro) e expressões faciais.

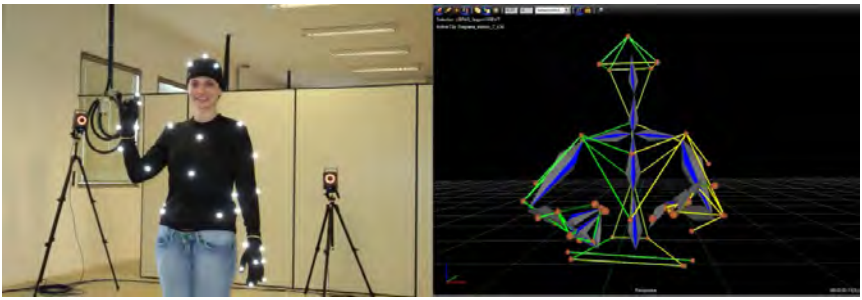


Figura 3: Captura de Movimento de intérprete (esquerda) e esqueleto do modelo computacional (direita).

A etapa de captura de movimento abrange o processo de captura e levantamento das trajetórias no espaço tridimensional dos marcadores (Figura 3 esquerda) e o mapeamento destas trajetórias para a movimentação das juntas do esqueleto do modelo virtual (Figura 3 direita).
Na etapa de Processamento e Análise os dados capturados serão processados visando a identificação de padrões posturais e dinâmicos baseado na análise das posições, orientação e ângulos das juntas,

acrescidos das informações de aceleração, trajetórias e pausas. O processamento envolve etapas de filtragem, redução de volume de dados, ajuste de curvas, classificação e identificação de padrões. As informações resultantes desta etapa contribuirão para o refinamento e extensão da base de dados de descrição de sinais do sistema atual.
A etapa de incorporação ao avatar envolve a extensão da atual base de descrição dos sinais e dos respectivos mecanismos de controle da animação do avatar.
Na etapa final de avaliação serão realizados testes objetivos de inteligibilidade, envolvendo comparação com conteúdo sinalizado por intérprete real, aos moldes da avaliação reportada em [2].

3. Resultados e discussão

Sistemas ópticos passivos de captura de movimentos registram as trajetórias de marcadores afixados em posições pré-estabelecidas do corpo. Para o correto reconhecimento do padrão de distribuição de marcadores no ator já no ato de gravação, a disposição desses marcadores deve corresponder a um modelo de referência contendo a definição do esqueleto, a identificações dos marcadores, suas posições e a indicação de qual segmento corporal é guiado por cada grupo de marcadores. Usualmente os modelos de referência atribuem ao menos três marcadores para cada segmento, de modo a garantir a constituição de um sistema de coordenadas local para cada membro.
Há diversos modelos de referência para a aquisição de dados de captura de movimento de humanóides bípedes completos. Entretanto, no contexto deste trabalho, foi elaborado um modelo de referência customizado que procura atender às necessidades específicas do projeto. Este modelo utiliza 41 marcadores distribuídos em cada segmento da porção superior do corpo: pélvis com 2 marcadores frontais, 2 laterais e 2 traseiros; abdome com marcadores no esterno e na décima vértebra; tórax com marcadores na clavícula e base da nuca; cabeça com 2 frontais, 2 traseiros e um no topo; bíceps com marcadores nos ombros dianteiro, traseiro e meio do úmero; antebraços com marcadores nas partes interna e externa dos cotovelos mais um no rádio; punhos com 2 marcadores no pulso mais 2 nas costas das mãos; dedos simplificados com marcadores nas pontas do polegar, indicador e mínimo (Figura 4).

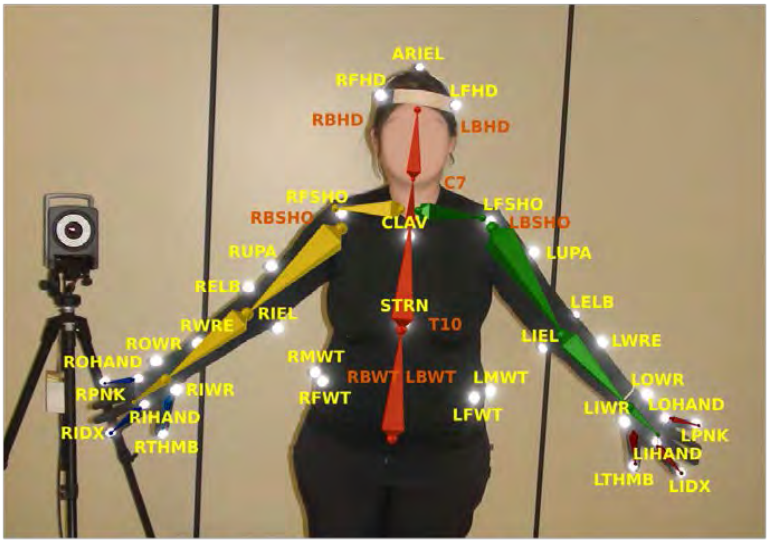


Figura 4 : Disposição dos marcadores no modelo de referência. Em laranja estão representados os marcadores traseiros oclusos na imagem.

O modelo de referência utilizado foi estruturado com a finalidade de organizar os dados de cada gesto de Libras em um arquivo do tipo *Biovision Hierarchy* (BVH) que descreve a hierarquia e orientação de ossos na posição de descanso e suas rotações ao longo da animação. Esse formato de arquivo, além de compacto e

flexível por ser textual, é amplamente suportado por softwares de animação 3D, e dispõe de inúmeros algoritmos abertos para sua interpretação. Concluída a etapa de processamento dos dados capturados de cada sinal obtém-se os arquivos BVH, a partir dos quais podem ser extraídas as poses e movimentos relevantes para sua reconstituição.

Como o sistema prevê a movimentação do avatar por síntese de movimentos, os sinais são compostos por interpolação do mínimo de quadros chave suficientes para caracterizar as posições, movimentações, as pausas e as configurações de mão de cada sinal. Esses quadros-chave são cuidadosamente selecionados dentre os 120 quadros capturados a cada segundo, preservando as poses determinantes para a configuração de cada gesto, para então adequar a descrição contida no arquivo BVH para o sistema de notação XML proposto em [4]. Existem técnicas diversas para realizar a redução de quadros chave de uma sequência de captura de movimento, como os apresentados em [11], [12] e [13]. Está em desenvolvimento um algoritmo baseado nestas técnicas para a conversão dos dados dos arquivos BVH no sistema de notação utilizado no software de tradução proposta em [2].

A implementação do mecanismo de síntese de expressões faciais do avatar toma como base o formalismo apresentado em [4]. Com o objetivo de emular os músculos envolvidos na produção de uma expressão facial em um ser humano real, foram alocados na região da face do modelo geométrico tridimensional 36 juntas distribuídas de forma a permitir uma ampla gama expressões (Figura 5). Uma expressão facial é obtida através da manipulação (translação e rotação) de um conjunto de juntas (Figura 2). Uma vez definida, uma expressão pode sintetizada em tempo real pelo mecanismo de articulação do avatar sempre que necessário. Da forma como estão dispostas as juntas da região facial apresentam as seguintes funções : As juntas numeradas de 1 a 5 são utilizadas no movimento das sobrancelhas e o franzimento da região da testa, as juntas 7, 8, 10 e 11 tem como função a abertura e o fechamento das pálpebras, as juntas 6 e 9 são responsáveis pela movimentação dos olhos, as juntas de 12 a 20 são utilizadas na articulação da região nasal e das regiões intermediárias entre olhos e bochechas, as juntas numeradas de 21 a 28 são responsáveis pela articulação da região dos lábios, as juntas de números 29 a 32 têm como função a movimentação da região das bochechas e a região intermediária entre as bochechas e os lábios do modelo 3D, a junta numerada 33 tem a função de simular a articulação osso maxilar e finalmente as juntas numeradas de 34 a 36 são responsáveis pela movimentação da língua.

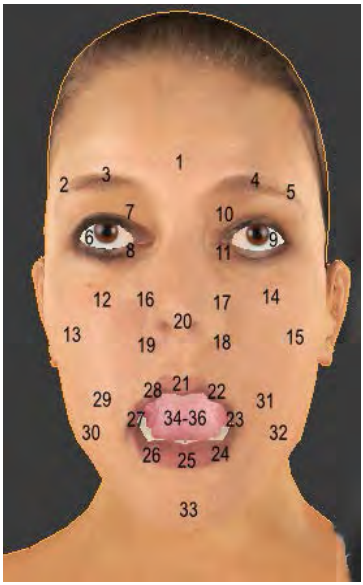


Figura 5 : Distribuição dos articuladores na face do modelo 3D

Neste trabalho, a face do avatar está mapeada em macro regiões: Testa e sobrancelhas, olhos, nariz, bochechas, lábios e adjacências. No momento, o desenvolvimento está focado na criação de mecanismo de correlação da movimentação entre as juntas da região facial e as macro regiões.

4. Conclusão e trabalhos futuros

Este é um trabalho em progresso e as atividades em desenvolvimento dão continuidade ao trabalho iniciado por Amaral [2], Amaral et al. [3] e Amaral e De Martino [4], visando aumentar o realismo e a inteligibilidade de avatar sinalizador da Libras.

O horizonte dessa pesquisa aponta para a inclusão de novos recursos tecnológicos para aquisição e análise de movimentos de Libras. Um exemplo é a utilização de luvas de dados para estudar os detalhes das configurações de mão, com foco nos movimentos sutis dificilmente detectados pelo sistema ótico, bem como refinar a descrição dos aspectos temporais das transições.

Está planejada também a expansão da notação de expressões faciais para contemplar a representação da movimentação articulatória visível na face durante a produção dos fonemas de uma língua falada de maneira a permitir que o avatar sinalizador possa articular a fala conjuntamente com expressões faciais.

Referências

[1] Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE. *Censo Demográfico 2010 - Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência*. Ministério do Planejamento, Orçamento e Gestão e Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, Rio de Janeiro, Brasil, 2010. ISSN 0104-3145.

[2] W. M. Amaral. *Sistema de transcrição da língua brasileira de sinais voltado à produção de conteúdo sinalizado por avatares 3D*, Tese de Doutorado, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP, Brasil, setembro, 2012

[3] W. M. Amaral, L. Angare, J. Bezerra, J. M. De Martino e G. Frachi Jr. Agente Virtual 3D Sinalizador Libras, *VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, Iberdiscap 2011 - Libro de Actas Volumen I*, Universidad de les Illes Balears, Palma de Mallorca, España, 16-17 junio, 2011, p. 249-256. ISBN 978-84-8384-186-X.

[4] W. M. Amaral e J. M. De Martino. Towards a Transcription System of Sign Language for 3D Virtual Agents. *Innovations in Computing Sciences and Software Engineering*, Eds.Tarek Sobh and Kaled Elleithy, Springer, 2010, p. 85-90. ISBN 978-90-481-9111-6.

[5] J. R. Kennaway, J. R. W. Glauert e I. Zwitserlood. Providing signed content on the Internet by synthesized animation. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, Vol. 14(3), September, 2007, p. 15/1-15/29. ISSN 1073-0516.

[6] R. E. Johnson e S. K. Liddell. A Segmental Framework for Representing Signs Phonetically. *Sign Language Studies*, Vol. 11(3), Gallaudet University Press, Spring 2011. p. 408-463. ISSN 0302-1475.

[7] R. E. Johnson e S. K. Liddell. Toward a Phonetic Representation of Signs: Sequentiality and Contrast. *Sign Language Studies*, Vol. 11(2), Gallaudet University Press, Winter 2011. p. 241-274. ISSN 0302-1475.

[8] N. Pimenta e R. M. Quadros. *Curso de Libras 1*. LSB Video, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2006. ISBN 85-60221-00-X.

[9] W. C. Stokoe. Sign Language Structure: An Outline of the Visual Communication System of the American Deaf. *Studies in Linguistics: Occasional Papers 8*, Linstok Press, 1960.

[10] A. N. Xavier. *Descrição Fonético-Fonológica dos Sinais da Língua de Sinais Brasileira (Libras).* Dissertação de Mestrado, Faculdade de Filosofia, Letras e Ciencias Humanas, USP, São Paulo, Brasil, 2006.

[11] X. M. Liu, A.M. Hao e D. Zhao. Optimization-based key frame extraction for motion capture animation, The Visual Computer Vol 29, No. 1, January 2013, p. 85-95.

[12] E. Bulut e T. Capin. Key Frame Extraction from Motion Capture Data by Curve Saliency, Computer Animation and Social Agents, 2007, p.119.

[13] J. Xiao, Y. Zhuang, T. Yang e F. WU. An Efficient Keyframe Extraction from Motion Capture Data, *Advances in Computer Graphic* , 2006, p. 494–501

Interfaz Humano Máquina para Retroalimentación Biosensorial de Terapias Asistidas

N. Valencia[1], A. Hoyos[1], E. Caicedo[1]

[1]Universidad del Valle: Cll 13 # 100-00, Cali, Colombia, Tel., 3391780, e-mail {nicolas.valencia, adolfo.hoyos, eduardo.caicedo}@correounivalle.edu.co

Resumen. Se plantea el diseño e implementación de un sistema de procesamiento de video (Kinect) y señales electromiográficas para detectar posiciones relativas de activación muscular sobre la proyección del sujeto en estudio para ser utilizado en terapias asistidas para rehabilitación ante problemas en la motricidad. La herramienta es desarrollada con el fin de reducir el tiempo empleado en la recuperación y ayudar al terapeuta a generar valores medibles y objetivos como apoyo a terapias físicas mediante la generación de una herramienta desde una perspectiva multidisciplinar. Su importancia radica en la facilidad de observar detalladamente, durante y posterior a la terapia, los movimientos del paciente, logrando mejores diagnósticos al poner al alcance del profesional de la salud una historia clínica en video.

Palabras clave: Terapia asistida, Interfaz Humano Máquina, Kinect, Electromiografía, Retroalimentación Biosensorial.

1. Introducción y contenidos

SEGÚN La Comisión Económica para América Latina y el Caribe (CEPAL) de la ONU [1], Colombia es el segundo país latinoamericano con mayor número de personas en situación de discapacidad con el 6.3%, después de Brasil que posee el 14.5%. Según las estadísticas del DANE del año 2005 [2], de ese 6.3%, el 14.6% de la población tiene problemas para usar brazos o manos y el 29.3% tienen problemas para moverse o caminar. Por lo tanto se requiere desarrollar soluciones tecnológicas y científicas a problemas locales en el área de la rehabilitación, que permitan prestar servicios óptimos, asequibles y oportunos para mejorar o conservar la calidad de vida de los seres humanos.

Los procesos de rehabilitación que se ofrecen actualmente en nuestro medio, presentan importantes limitaciones de tiempo destinado a la práctica de actividades funcionales, así como la imposibilidad de garantizar una correcta reproducción de éstas, sumado a la dificultad para dar soporte a los diferentes segmentos corporales que lo requieren durante la práctica. Es decir que existen limitaciones considerables en los procesos de medición de la condición del paciente y sus logros.

Existe un creciente interés en el grupo de profesionales de la rehabilitación por obtener mediciones objetivas, confiables y repetibles acerca de estos procedimientos, empleando ayudas durante la intervención que permitan aumentar los tiempos de práctica, mejorar la consistencia de la misma y ajustar la exigencia a la evolución del paciente, dándole importancia a los sistemas informáticos, robóticos y de medición para el logro de estos objetivos [3].

El concepto que ha permitido gran parte de este tipo de avances es la interpretación de las señales eléctricas del cuerpo y las implicaciones que tienen dentro de las distintas acciones motrices del mismo [4]. Señales como las generadas por electromiografía (sEMG) son unas de las más tratadas por los especialistas médicos para generar dictámenes tanto de diagnóstico como de rehabilitación. En este documento se muestra la forma en que se muestran tales señales sobre la esqueletización al sujeto en prueba, generada por el kinect. Con el video captado por el sistema se busca obtener unos parámetros objetivos de los movimientos y activación muscular del sujeto en estudio.

2. Metodología

2.1. Problemática

La fisioterapia se caracteriza por ayudar a recuperar y a buscar el desarrollo adecuado de las funciones del cuerpo humano perdidas [5], dado que su buen o mal funcionamiento repercute en la cinética o movimiento

corporal humano [6]. Interviene cuando el ser humano ha perdido o se encuentra en riesgo de perder o alterar, el adecuado movimiento y sus funciones físicas normales [7].
Las terapias realizadas por los profesionales de la rehabilitación son, en la gran mayoría de los casos, dadas por su criterio subjetivo de la valoración realizada al paciente. Es decir, los procedimientos se basan en lo que el profesional observa y escucha del paciente (sus posturas, dolencias), sin tener parámetros medibles y repetibles en las terapias de un avance o retroceso, lo que permite errores médicos.
La propuesta de este proyecto es enfrentar la problemática de la rehabilitación física, mediante la generación de una herramienta objetiva desde una perspectiva multidisciplinar, con la cual se capturen en video las posturas y se logren parámetros cuantitativos de la activación muscular, que podrán aportar a las actividades y disminuir la incertidumbre del terapeuta.

2.2. Actividades

Primero se realiza un estado-del-arte nacional e internacional, acerca de las principales características de las señales electromiográficas producidas ante los movimientos básicos del ser humano, además de una búsqueda de la implementación del dispositivo Kinect de Windows [8]. Éste cuenta con un conjunto de funciones para el uso académico que se estudia para su correcta utilización. Luego, se realizan diferentes pruebas acerca sistema de adquisición de señales electromiográficas usado y de la respuesta que se genera ante los movimientos corporales.
Se diseña una aplicación Software que permite capturar los datos, visualizarlos y almacenarlos de forma que se puedan analizar con posterioridad. Se definen e implementan los métodos apropiados (funciones, algoritmos, procedimientos) para la integración de los patrones de la información involucrada (Señales Electromiográficas y la Esqueletización proporcionada por el Kinect).
Por último, el sistema de realimentación visual por electromiografía y visión artificial (Kinect), para guiar una sesión terapéutica y visualizar la activación muscular con movimientos y posturas corporales, se prueba con un sujeto sano para determinar el completo funcionamiento del mismo y reconocer sus alcances y limitaciones.

3. Resultados y discusión

Se ofrece solución al problema planteado mediante el diseño e implementación de un sistema de procesamiento de vídeo y señales electromiográficas para detectar posiciones relativas de activación muscular sobre la proyección del sujeto en estudio. Para tal fin se genera una plataforma siguiendo el diagrama planteado en la Figura 1, donde se detalla la manera en que el usuario, generalmente un profesional en rehabilitación, hace uso del dispositivo Kinect y de sensores electromiográficos.
La señal electromiográfica es tratada con técnicas para el Procesamiento Digital de Señales, mientras que la información tomada del Kinect es discriminada por medio de algoritmos de visión artificial. Con la información relevante se implementan los Indicadores de actividad muscular en una ubicación específica de la parametrización del cuerpo del sujeto de prueba.
El sistema adquiere la señal electromiográfica a través de electrodos de uso médico. Desde allí la señal llega al circuito de adquisición de señal, donde es amplificada y filtrada para un mejor manejo. El módulo electromiográfico identifica las señales entre 15Hz – 500Hz , rango de frecuencias en el cual la señal es útil. La señal filtrada se transfiere a una tarjeta de adquisición de National Instrument (NI – USB6009), la cual digitaliza la señal y se sincroniza con el software Labview en el computador. Allí se hace un procesamiento para determinar umbrales de activación muscular. En la figura 2 se puede observar el Hardware usado para tal fin.
Con el Kinect se adquieren las señales capturadas por la cámara VGA y el sensor infrarrojo, haciendo uso del SDK diseñado para el S.O. Windows (versión 1.0.3.191) [10]. Tales señales son adquiridas y procesadas digitalmente para poder ser enviadas hacia la plataforma software Visual Studio, bajo el cual se realiza la programación e implementación de los datos capturados por medio del Kinect en lenguaje C#.
La interfaz Humano Máquina para Retroalimentación Biosensorial adquiere las características discriminantes de la información obtenida por cada uno de los sensores [9], generando unos indicadores de actividad muscular sobre la proyección esqueletizada del sujeto en estudio, observando los movimientos y posturas que toma en la realización de actividad física. En la Figura 3 se puede ver la forma en la que el software

muestra la información de activación muscular, así como la esqueletización sobre la persona estudiada, con el fin de que el profesional de rehabilitación realice las estimaciones pertinentes según la problemática de un posible paciente.

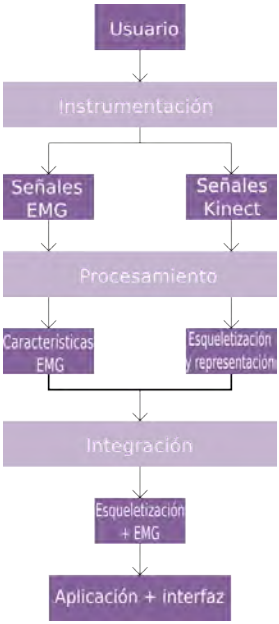


Figura 1. Diagrama de bloques general para un sistema de adquisición de señales Electromiográficas, visualización y reconocimiento de gestos corporales

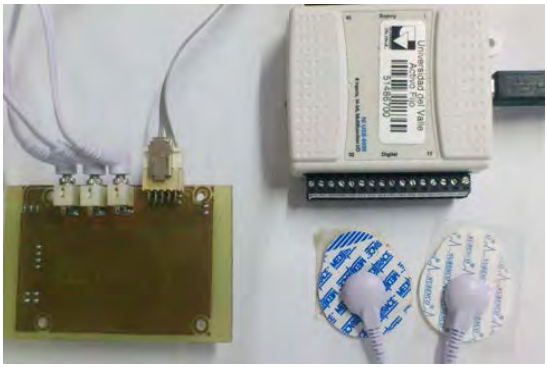


Figura 2. Circuito sEMG, Tarjeta de adquisición NI – USB6009 y electrodos médicos implementados.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Dada la cantidad de población con deficiencias motrices, se requiere desarrollar soluciones tecnológicas y científicas a problemas locales en el área de la rehabilitación, que permitan prestar servicios óptimos, asequibles y oportunos para mejorar o conservar la calidad de vida de los seres humanos. Una de las soluciones es la implementación de sistemas que realicen biofeedback para acompañar un programa de

rehabilitación. Con el sistema se puede aumentar la velocidad de recuperación de los pacientes, dado que sirve como motivación y lo involucran en su propio restablecimiento.

Figura 3. Imagen tomada de la Interfaz Humano Máquina para Retroalimentación Biosensorial. Activación muscular en Cuádriceps.

Se lleva a cabo un instrumento que posibilitaría la mejora en diferentes procedimientos en rehabilitación, tomando información de actividad muscular y observando los movimientos generados durante la misma para diagnosticar posibles problemas en los diferentes patrones del movimiento. El sistema funciona para personas que realicen movimientos mientras permanecen de frente al dispositivo kinect a una distancia de 1.2m hasta 3.5m, tengan completas sus extremidades y no necesiten un apoyo para realizar sus movimientos, debido a que se pueden producir problemas en la esqueletización. Para la generación de los parámetros de activación muscular se definen tres rangos (alta, media y baja) los cuales son objeto de estudio para lograr una correcta generalización en diferentes problemáticas médicas.
Para generar un mayor aporte en el área, se plantea incluir en un futuro la implementación de mayor cantidad de sensores sEMG, así como sensores de presión plantar. Con esto se quiere dar un mejor análisis a la rehabilitación de la marcha con una solución de bajo costo.

Referencias

[1] Susana Schkolnik, América Latina: la medición de la discapacidad a partir de los censos y fuentes alternativas, Comisión Económica para América Latina y el Caribe (CEPAL), ONU. En: http://200.9.3.98/publicaciones/xml/0/44570/lcg2496-P_8.pdf
[2]Discapacidad–Colombia Censo General 2005, DANE. En: http://www.dane.gov.co/censo/files/boletines/discapacidad.pdf
[3] Rodríguez Spitia, F. y M.A. Chávez Cardona. Instrumentación Electrónica de un Exoesqueleto para Rehabilitación Asistida de Rodilla. Tesis de Grado. Universidad del Valle. Ingeniería Electrónica. 2010.
[4]Watson, Tim. Biofeedback – The principles: Introduction. En: http://www.electrotherapy.org/downloads/Modalities/biofeedback%20intro.pdf
[5] Kinesiología y Rehabilitación. En: http://www.manopediatrica.com.ar/?p=p_37
[6] Shumway-Cook, Anne," Motor control: theory and practical applications." 2ed. Lippincott Williams & Wilkins, c2001.
[7] Fisioterapia, Asociación Española de Fisioterapeutas. En :http://www.arturosoria.com/fisioterapia/art/first.asp
[8] PATENT (US20100199228): Microsoft X-BOX Kinect "Gesture Keyboarding" [Microsoft 2010]. Stephen Latta, Kudo Tsunoda, Kevin Geisner, Relja Markovic, Darren Bennett and Kathryn Stone.
[9] Northrop, Robert B. "Signals and systems analysis in biomedical engineering.": CRC Press, 2003
[10] Proyecto abierto para desarrollar aplicaciones usando Kinect. Disponible en: http://openkinect.org/

Comparativa de Clasificadores para Diferenciación de 4 Estados Mentales Utilizando Señales EEG

E. Hortal[1], E. Iáñez[1], A. Úbeda[1], D. Planelles[1], J. M. Azorín[1]

[1] Grupo de Neuroingeniería Biomédica. Universidad Miguel Hernández de Elche, Av. de la Universidad S/N, Edificio Quorum V, Elche, España. Tel. 96 522 2459. Fax 96 665 8979
{ehortal, eianez, aubeda, dplanelles, jm.azorin}@umh.es

Resumen. En este trabajo se presenta una comparativa de resultados en la clasificación de 4 tareas mentales a partir de señales EEG (electroencefalográficas). Para ello se hace uso de diferentes clasificadores de distinto tipo. El principal objetivo de este estudio es definir las estrategias a seguir en futuros trabajos en los que se pretende realizar el control de sistemas complejos como el manejo de un brazo robótico sobre un plano en dos dimensiones mediante la actividad cerebral del usuario. Para el control de este sistema se utilizarán 4 tareas mentales distintas. El destinatario final de este tipo de sistemas serán personas con movilidad reducida, para ayudar en el incremento de su independencia y autonomía. En este trabajo se han comparado un total de 9 clasificadores utilizando para ello registros realizados por 9 usuarios distintos.

Palabras clave: Interfaz cerebro-computador, electroencefalografía, clasificador, comparativa.

1. Introducción y contenidos

El uso de las interfaces cerebro-computador (BCI) en la asistencia de personas con discapacidad está ampliamente extendido. Existen numerosos trabajos relacionados, por ejemplo, con el control de una silla de ruedas [1] o con el manejo de interfaces de asistencia [2]. Además, estas interfaces han sido utilizadas para controlar otros dispositivos tradicionales como el ratón y el teclado de un PC [3].

La diferenciación de tareas relacionadas con la imaginación motora se ha utilizado en múltiples trabajos para el manejo de distintas interfaces cerebro-computador o cerebro-máquina (BMI) [4] [5]. La imaginación motora consiste en la realización mental de una actividad motora real por parte del usuario, pero sin llegar a ejecutar dicho movimiento. Según el trabajo de Decety y Lindgren [6], la actividad mental producida con la realización y con la imaginación de un movimiento siguen el mismo patrón.

En este trabajo se ha realizado una comparativa de los resultados de clasificación de señales electroencefalográficas (EEG) para la diferenciación de 4 tareas mentales utilizando distintos tipos de clasificadores. Durante las pruebas experimentales, 9 voluntarios realizaron registros de 12 tareas mentales de distinta naturaleza (tanto tareas motoras como de concentración). De todas las tareas se seleccionó la combinación de 4 de ellas con la que se obtuvieron los mayores porcentajes de acierto. Para la adquisición de estas señales EEG, se ha empleado un sistema no invasivo espontáneo, utilizando un total de 16 electrodos activos. La comparativa final que se muestra en el presente trabajo se realizó haciendo uso de 9 clasificadores distintos.

La finalidad de este estudio es servir como base para la implementación de un sistema que permita a personas con algún tipo de discapacidad el manejo de un brazo robot sobre un plano utilizando 4 tareas mentales. Este tipo de sistemas puede ayudar a personas con ciertos tipos de discapacidad motora a mejorar su calidad de vida y a aumentar su independencia, tan sólo con el uso de las señales EEG, sin la necesidad de la realización de un movimiento físico.

2. Metodología

2.1. Protocolo de pruebas

Las pruebas experimentales planteadas en este estudio han sido realizadas por 9 usuarios sanos, todos hombres diestros, con edades comprendidas entre 23 y 28 años. Las pruebas se han llevado a cabo en una habitación aislada para evitar perturbaciones externas.
El paradigma de adquisición seguido durante el registro es similar al utilizado en otros trabajos [7]. Primero se muestra durante 3 segundos una cruz que marca el periodo de relajación para el usuario y el inicio de cada ciclo de programa. En segundo lugar se muestra una imagen representativa de la tarea mental que debe imaginar el usuario durante 2 segundos. Por último, se establece un periodo aleatorio entre 8 y 10 segundos en los que el sujeto realizará la tarea mental requerida. Este paradigma se representa en la Figura 1.

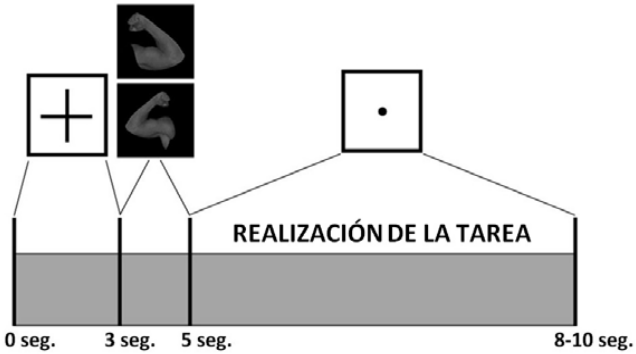


Fig. 1. Paradigma de adquisición.

2.2. Registro

Durante los registros se han adquirido las señales cerebrales de los 9 usuarios mientras realizan la imaginación de 12 tareas mentales diferentes. Estas tareas mentales, relacionadas con la imaginación motora o con actividades de concentración, son las siguientes:

1. Imaginación del movimiento de la mano derecha (abrir/cerrar)
2. Imaginación del movimiento de la mano izquierda (abrir/cerrar)
3. Cuenta regresiva desde 20
4. Imaginación del movimiento repetitivo del brazo derecho
5. Imaginación del movimiento repetitivo del brazo izquierdo
6. Imaginación del movimiento repetitivo de la pierna derecha
7. Imaginación del movimiento repetitivo de la pierna izquierda
8. Imaginación del movimiento de la lengua
9. Imaginación del movimiento de la cabeza
10. Imaginación de la rotación de un cubo
11. Realización mental de operaciones matemáticas
12. Recitación mental del alfabeto en sentido contrario.

Las señales EEG se adquieren en 12 registros en los que se muestran 3 de las 12 tareas alternativamente. Por tanto, cada tarea se realiza en 3 registros diferentes.

El registro de las señales EEG se realiza a través del equipo g.USBamp de la compañía g.tec. Este amplificador dispone de 16 canales y se ha configurado para realizar la adquisición de datos con una frecuencia de 1200 Hz. Además, este sistema puede aplicar una serie de filtros configurables. En este caso se utiliza un filtro notch de 50 Hz para eliminar el ruido provocado por la red eléctrica, así como un filtro paso banda de 0,1 a 100 Hz para la disminución de artefactos y la eliminación de la componente continua.
Debido a la variedad de tareas a detectar (tanto motoras como de concentración), los 16 electrodos utilizados se han distribuido uniformemente sobre el cuero cabelludo, intentando cubrir la mayor parte del mismo. La colocación de dichos electrodos se realiza en las posiciones FC5, FC1, FC2, FC6, C3, Cz, C4, CP5, CP1, CP2, CP6, P3, Pz, P4, PO3 y PO4, siguiendo el posicionamiento estándar del Sistema Internacional 10/20 (se puede ver esta configuración de electrodos en la Figura 2). Para una mejor colocación de estos electrodos, se hace uso de un gorro g.GAMMAcap también de la compañía g.tec. Los electrodos utilizados son activos por lo que mejora la relación señal/ruido respecto a los electrodos pasivos empleados en trabajos anteriores [8]. El electrodo de masa se sitúa en la posición AFz y la referencia se coloca en el lóbulo de la oreja derecha.
Estos registros se realizan en una habitación aislada para reducir las perturbaciones externas que puedan alterar las pruebas. El entorno de trabajo se muestra en la Figura 3.

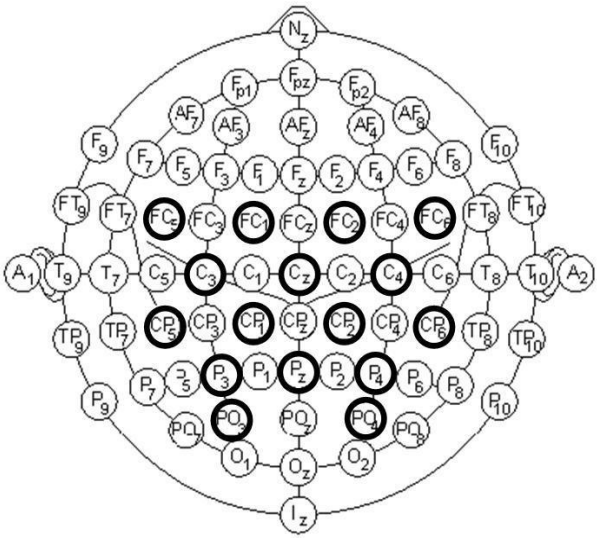


Fig. 2. Configuración de los electrodos siguiendo el Sistema Internacional 10/20.

2.3. Tratamiento de la señal

Las señales previamente adquiridas por el amplificador son procesadas para extraer las características que se utilizarán en la clasificación final. En primer lugar, las señales se dividen en ventanas de 1 segundo, cada 500 ms. El resto del procesamiento se aplica sobre cada una de las ventanas generadas. Primero se aplica un filtrado paso banda de 5 a 40 Hz sobre cada ventana. Posteriormente se aplica un filtro Laplaciano sobre los 16 canales, con lo que se consigue una mejora en estas señales. Además, las señales son normalizadas con respecto a la varianza en cada ventana de procesamiento para cada canal de forma independiente, con el objetivo de obtener una señal más estable en el tiempo. Finalmente, se aplica un algoritmo de extracción de características que se basa en la estimación de la densidad espectral de la señal utilizando el periodograma. Las características elegidas para la clasificación son los valores del espectro obtenido entre las frecuencias de 8 a 36 Hz, con una resolución de 1 Hz. Por tanto el número de características utilizadas son 29 por cada electrodo.

Fig. 3. Entorno de trabajo.

2.4. Selección de la mejor combinación de tareas

Basándonos en un trabajo anterior [9], se selecciona la combinación de tareas que, a priori, nos aportará mejores resultados (mayor porcentaje de acierto en la diferenciación de la actividad cerebral realizada). En este trabajo, se realizó un estudio haciendo uso de un clasificador SVM en el que se seleccionaban las mejores combinaciones de 2, 3 y 4 tareas para cada uno de los usuarios. Los registros obtenidos en este trabajo previo se vuelven a procesar con los métodos descritos en este trabajo y se repite la comparativa de resultados realizando una validación cruzada para todas las combinaciones posibles de 4 tareas. Para la comparativa posterior de resultados para clasificadores se partirá de la mejor combinación de 4 tareas obtenida para cada uno de los usuarios del estudio.

2.5. Clasificación

Como se ha comentado previamente, el objetivo de este trabajo es la comparación de resultados de varios clasificadores para unos mismos datos de registro de las señales EEG. Se han elegido clasificadores de diferente naturaleza como bayesianos o Máquinas de Vector Soporte entre otros. [10]. Los clasificadores seleccionados son los siguientes: A1DE, BayesNet, Naive Bayes, LibSVM, RBF Classifier, Simple Logistic, SMO, Dagging y CHIRP.

3. Resultados y discusión

En la Tabla 1 se muestran los resultados obtenidos por los 9 usuarios para cada uno de los clasificadores analizados. Los porcentajes de acierto están calculados haciendo uso de una validación cruzada de los mismos. Como se ha comentado anteriormente, cada tarea se realiza en 3 registros diferentes por ello, se realizan 3 grupos de datos y se aplica una validación cruzada de éstos (3-fold). Se puede observar claramente como ciertos clasificadores (como LibSVM, SMO o Dagging) suelen tener mejores resultados para la mayoría de los usuarios.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A1DE	44,57	50,85	42,28	63,73	60,61	58,04	46,55	46,61	41,67
BayesNet	45,36	47,26	42,82	61,00	58,50	58,24	46,45	45,92	41,67
Naive Bayes	46,43	45,17	40,92	57,77	53,70	54,75	51,99	47,59	49,41
LibSVM	49,07	53,58	44,46	70,15	64,10	62,65	47,87	54,36	53,56
RBF Classifier	43,30	52,04	38,93	60,90	54,56	52,71	42,86	44,94	45,39
Simple Logistic	51,42	51,34	43,09	65,79	62,54	57,17	49,08	55,95	48,73
SMO	51,03	53,83	42,19	68,33	60,61	56,98	48,59	56,44	50,49
Dagging	49,46	50,85	44,08	68,72	62,82	59,11	53,06	56,83	52,94
CHIRP	44,57	49,95	41,19	60,70	59,37	55,62	43,83	49,07	43,33

Tabla 1. Resultados obtenidos.

En la gráfica de la Figura 4 se muestran los porcentajes medios de acierto obtenidos para cada uno de los clasificadores seleccionados. Se muestran en esta gráfica la media del acierto de cada clasificador con los datos de los 9 usuarios disponibles.

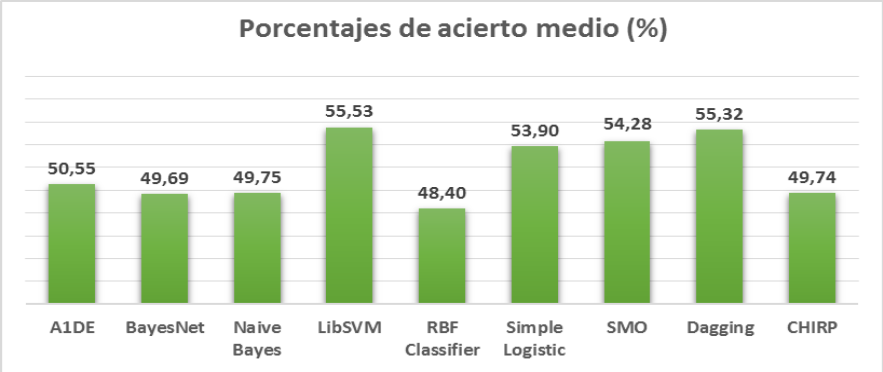


Fig. 4. Valor medio de acierto para los 9 usuarios según el clasificador utilizado (%).

4. Conclusiones y trabajos futuros

Tras el análisis de los resultados se observa que ciertos clasificadores (como LibSVM, Simple Logistic, SMO o Dagging) muestran generalmente unos resultados significativamente más altos. Además, estos resultados están claramente por encima del nivel de aleatoriedad (25%, ya que se dispone de 4 estados distintos). Estos clasificadores nos podrán proporcionar un mayor éxito en las pruebas online que se llevarán a cabo en trabajos futuros. La utilización de un mejor clasificador nos permitirá el control de un brazo sobre el plano con mayores posibilidades de éxito.

Las líneas de futuro que harán uso de las conclusiones obtenidas en este trabajo se centran en el control de este tipo de dispositivos para la asistencia en la rehabilitación de personas con problemas de movilidad. La utilización de la actividad mental de este tipo de pacientes puede ayudar tanto en su rehabilitación como en la consecución de mayor autonomía e independencia, aplicando estas técnicas en el control de dispositivos cotidianos como el control de una silla de ruedas o el teclado y el ratón de un PC o en dispositivos de rehabilitación.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno de España a través del proyecto DPI2011-27022-C02-01, por la Conselleria d'Educació, Cultura i Esport de la Generalitat Valenciana de España a través de los proyectos VALi+d ACIF/2012/135 y ACOMP/2013/018 y al apoyo de IBERADA (Red Iberoamericana para el estudio y desarrollo de aplicaciones TIC basadas en interfaces adaptadas a personas con discapacidad, 512RT0466), financiada por el Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED).

Referencias

[1] A. Ferreira, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, J. L. Martín Sánchez, J. C. García García and M. M. Quintas. Improvements of a Brain-Computer Interface Applied to a Robotic Wheelchair. Biomedical Engineering Systems and Technologies, Communications in Computer and Information Science 52, pp. 64-73, 2010.

[2] S. Inoue, Y. Akiyama, Y. Izumi and S. Nishijima. The Development of BCI Using Alpha Waves for Controlling the Robot Arm. IEICE Transactions on Communications, vol. 91(7), pp. 2125-2132, 2008.

[3] J. L. Sirvent, E. Iáñez, A. Úbeda and J.M. Azorín. Visual Evoked Potential-based Brain-Machine Interface Applications to Assist Disabled People. Expert Systems with Applications 39(9), pp. 7908-7918, 2012.

[4] G. Pfurtscheller, C. Neuper, C. Guger, W. Harkam, H. Ramoser, A. Schlögl, B. Obermaier, and M. Pregenzer. Current Trends in Graz Brain–Computer Interface (BCI) Research. IEEE Transactions on rehabilitation engineering, vol. 8, no. 2, pp. 216-219, 2000.

[5] J. R. Millán, M. Franzé, J. Mouriño, F. Cincotti and F. Babiloni. Relevant EEG Features for the Classification of Spontaneous Motor-Related Tasks. Biological Cybernetics, vol. 86, pp. 89-95, 2002.
[6] J. Decety and M. Lindgren. Sensation of Effort and Duration of Mentally Executed Actions. Scandinavian journal of psychology 32, pp. 97-104, 1991.
[7] C. Guger, A. Schlögl, C. Neuper, D. Walterspacher, T. Strein G. and Pfurtscheller. Rapid Prototyping of an EEG-Based Brain-Computer Interface (BCI). IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 9(1), pp. 49-58, 2001.
[8] E. Iáñez, J. M. Azorín, A. Úbeda, J. M. Ferrández, E. Fernández. Mental Tasks-based Brain-Robot Interface. Robotics and Autonomous Systems. 58(12), pp. 1238-1245, 2010.
[9] E. Iáñez, A. Úbeda, E. Hortal and J. M. Azorín. Mental tasks Selection Method for a SVM-Based BCI System. IEEE International System Conference, 2013.
[10] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche and B. Arnald. A Review of Classification Algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces. Journal of Neural Engineering 4, 2007.

Sistema Domótico Inalámbrico Adaptado para Niños con Movilidad Reducida

M. Flores[1], V. González[1], Y. Monges[1] y F. Brunetti[1,2]

[1]Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción", Paraguay
[2]Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España Tte. Cataluppi, esq G. Molinas, Asunción, Paraguay miguelangelflorescaceres@gmail.com

Resumen. El presente trabajo describe un sistema domótico adaptado para personas con discapacidad, específicamente para aquellas que poseen movilidad autónoma casi nula y que por ende dependen de un tercero para la realización de las actividades básicas de control y manejo de los electrodomésticos comunes de un hogar. El sistema está orientado a ser de bajo costo y pensado para proveer una accesibilidad instrumental a la persona permitiendo así la inclusión de la misma. Esto se logra con un mando central adaptado que permite el control de las funcionalidades principales de los electrodomésticos en un solo dispositivo. Este mando central se comunica con los demás dispositivos de manera inalámbrica lo que permite una mayor flexibilidad de uso.

Palabras clave: Domótica, Discapacidad, Inclusión, Red Inalámbrica.

1. Introducción

Las personas con Parálisis Cerebral (PC) poseen en muchos casos limitaciones en cuanto al manejo total o parcial de algunas o de todas las extremidades del cuerpo. Una consecuencia de estos desórdenes motores es la imposibilidad de manipular con destreza los objetos ya sean grandes o pequeños, por el cual tienen una fuerte dependencia de terceros para las actividades de la vida diaria (AVD).

El Paraguay posee una población con discapacidad, en porcentajes similares a los de la región. Se estima que el 20% de la población tiene algún tipo de discapacidad [7]. Si bien, no todos estos casos se traducen directamente en discapacidades motoras, unas cantidades importantes de personas adultas y niños carecen de vida independiente, generando una carga familiar y socioeconómica importante. Además, cabe destacar que una parte de esta población carece de medios económicos para acudir a Centros de Rehabilitación o para la obtención de cuidados básicos, lo que agrava aún más la situación.

La Fundación Teletón, en su ánimo de mejorar la calidad de vida de los niños con parálisis cerebral y otros desórdenes neuromotores, ha lanzado un programa llamado Óga ("Hogar" en guaraní) que tiene como objetivo adecuar las viviendas y hacerlas más accesibles para las personas con discapacidad. En este marco, el trabajo presentado describe el aporte del Departamento de Ingeniería Electrónica e Informática a la iniciativa anterior, en el campo de la Domótica para mejorar el acceso de las personas discapacitadas a los diferentes recursos del hogar. La propuesta apunta a brindar soluciones principalmente para las personas que tienen una movilidad autónoma casi nula.

En la actualidad las soluciones comerciales disponibles se enfocan a otros tipos de necesidades u otro perfil de usuario debido a que por lo general está orientado a personas en sillas de ruedas, o simplemente para personas sin discapacidad que desean un confort extra en el hogar, edificio, etc.

El objetivo principal del sistema es el desarrollo de un sistema domótico adaptado de bajo costo para elevar el grado de independencia e interacción con el entorno de niños con movilidad reducida. Se pretende llegar a una interfaz adaptada y de fácil utilización para el control de ciertos electrodomésticos comunes en las viviendas de la población objetivo tales como: ventiladores, radios, televisores, sistemas de aire acondicionado, y sistema de luces. Además la propuesta incluye un sistema de alarma para casos de emergencia.

Por último se pretende contar con un control de mando orientado al usuario, de fácil manejo teniendo en cuenta las características generales y particulares del escenario y también el perfil requerido para el manejo del mismo.

1.1 Requisitos del Sistema

Para poder cumplir a cabalidad los objetivos y poder validar el sistema se deben especificar claramente los requisitos y de esta manera ver cuáles son los problemas principales a atacar y cuáles serían los que pasan a un segundo plano de trabajo.
Comenzando por el mando central, este debe ser robusto, sencillo y por sobre todo de fácil acceso y uso para los niños. Este mando debe ser visto como un juguete, con botones grandes, coloridos y lo suficientemente robusto para soportar una presión que no los dañe fácilmente. Como ejemplo de uso se puede asociar un botón a un electrodoméstico, por ejemplo el televisor; al presionarlo que éste tenga un feedback acústico o luminoso indicando el encendido o apagado del mismo. Otros botones servirán para otros controles, como el cambio de canales, volumen, etc.
Así como el nombre lo indica, el sistema debe ser inalámbrico, ya que está pensado para ser instalado en una habitación ya construida que cuenta con todo el sistema eléctrico montado y que por sobre todo al ser de esta manera, el costo de instalación será menor. Otro problema que logra es que elimina la necesidad de tener que apuntar el mando central a los dispositivos que son infrarrojos, como el televisor, o aire acondicionado, entre otros.
Para el control de los sistemas infrarrojos como el televisor o el aire acondicionado, el sistema debe ser lo suficientemente flexible para dar soporte a la mayoría de los protocolos infrarrojos propietarios de cada marca. Si bien existe un universo de protocolos infrarrojos de control, se pretende que el sistema sea compatible con la mayoría de ellos, inclusive con los productos que poseen un sistema cerrado y no dan a conocer su protocolo de control. En estos casos el sistema debe ser capaz de emular la misma señal enviada por el control remoto original.
Por sobre todo los requisitos específicos, el motor principal del sistema es que este debe ser de bajo costo, por ello, se utilizarán plataformas y protocolos “open source” con el cual se podrá lograr la misma funcionalidad que un sistema integrado o patentado. Estas plataformas se describirán en la siguiente sección.

2. Arquitectura propuesta

El sistema propone una red domótica que permita controlar desde un mando central adaptado los equipos mencionados de manera inalámbrica. Para el mismo se especifican la arquitectura, el diseño, los protocolos necesarios para el control, configuración y la comunicación.

2.1 Topología y protocolos

El sistema consta de un mando central con el cual se tendrá el control total o parcial de los dispositivos a ser controlados emulando el protocolo de control infrarrojo o el control de encendido y apagado de cada uno de ellos. La topología de la red es del tipo estrella, como se muestra en la figura 1, teniendo al mando central como el centro de la red. Los nodos finales serán asociados a uno o varios dispositivos que este podrá controlar como por ejemplo, un televisor más un sistema de luces, o bien solo uno de ellos. Toda esta tarea se lleva a cabo con un protocolo de comunicación capaz de manejar la red y la clasificación de los eventos.
Para el protocolo de comunicación se realizó una adaptación del protocolo domótico de código abierto denominado VSCP (Very Simple Control Protocol) [9] en el cual se especifican los mensajes en eventos y se los asocia a los dispositivos utilizando unos campos denominados zonas y sub-zonas que van dentro de la carga útil de paquete. También contiene un campo de identificación del nodo. Para tener una mejor idea se muestra a continuación en la tabla 1 la descripción de los campos del protocolo de comunicación adaptado.
Con los campos “Class” y “Type” se clasifican los tipos de eventos, ya sean de configuración o de control, y el campo “ID destino” permite identificar con cuál de los nodos podemos comunicarnos.
El protocolo está pensado para ser independiente de la capas inferiores ya sean inalámbricas o alámbricas. Para ello se incluye una capa de transporte encargada de realizar y mantener la conexión segura, libre de errores siguiendo la misma filosofía de la capa de transporte orientada a la conexión de Internet. Esto se realiza mediante la idea de los socket utilizados en Internet para mantener una conexión abierta y confiable con los dispositivos. Gracias a esta capa, se puede dar soporte a al tráfico característico de VSCP y a los protocolo de domótica soportados por el mismo como X10 o lonworks [3].

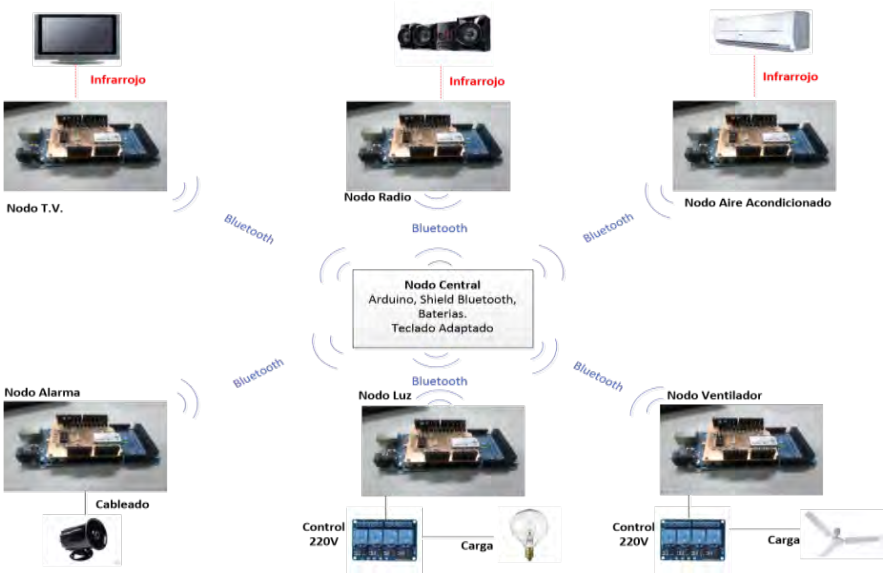


Figura 1. Esquema de la arquitectura de la red domótica propuesta.

8 bits	8 bits	9 bits	8 bits	4 bits	0-8 bits	3 bits
ID origen	ID destino	Class	Type	TL	Payload	Versión

Tabla 1. Campos de la cabecera del protocolo a nivel de capa de aplicación.

Para el enlace inalámbrico se optó por BLUETOOTH debido a la compatibilidad que este tiene con la mayoría de los dispositivos comerciales como teléfonos, tabletas, etc. Como hardware se utilizó el dispositivo RN-42 [10], que es un chipset que provee el perfil ("Serial Port Profile") SPP, que emula una conexión serial entre dos dispositivos Bluetooth, obteniendo así una comunicación FULL-DUPLEX entre el nodo master y un nodo de control una vez abierta la comunicación entre ambos.

2.2 Componentes

La arquitectura está basada en la plataforma de desarrollo denominada Arduino [11], la cual consta de un procesador de la familia Atmega y una interfaz de programación basada en un lenguaje propio denominado Arduino, existiendo también la posibilidad de programarlo en lenguaje C con las librerías apropiadas. En esta plataforma se lleva a cabo la implementación del protocolo VSCP descrito anteriormente y la aplicación que controla el mando central.

Para poder realizar el control de los dispositivos infrarrojos, primeramente se debe poder emular cada protocolo infrarrojo de cada marca comercial específica. Para ello se utilizó la librería desarrollada para Arduino denominada IR-Remote [8] y luego se realizó una modificación para que ésta sea compatible con los dispositivos infrarrojos que no posean un protocolo infrarrojo conocido, como ocurre los aires acondicionados hechos en China con una marca local y que poseen un protocolo desconocido.

En cuanto a la electrónica de soporte tenemos al circuito de acondicionamiento del módulo Bluetooth, que está pensando para que sea compatible con la plataforma Arduino. Los circuitos infrarrojos realizan la comunicación infrarroja de control del último salto para los dispositivos que así lo necesiten.

Como último elemento de control tenemos a las interfaces de potencia de encendido-apagado y los de potencia regulada tipo "DIMMER". Estos dispositivos de control están a cargo del sistema de luces y del sistema de ventilación de la sala, cada uno adaptado a la potencia necesaria para el control óptimo de cada uno de ellos.

2.3 Escenario de Aplicación

El escenario de aplicación en donde se pondrá a prueba el sistema consiste en una habitación en las instalaciones de Teletón que contenga los siguientes electrodomésticos:

- Un televisor a control remoto
- Una radio a control remoto
- Un aire acondicionado a control remoto
- Luces de la habitación
- Ventilador

Cada uno de ellos tendrá un módulo del sistema (Arduino, Bluetooth, Actuador correspondiente), enfatizando que el actuador es de acuerdo al equipo a ser controlado. Estos módulos se comunicarán mediante Bluetooth con el mando central al cual el niño tendrá acceso y a través de él podrá controlarlos.
El mando central es construido según los requisitos del sistema descritos anteriormente. El mando a su vez contará con otro módulo del sistema (Arduino, Bluetooth, Sistema de alimentación) alimentado con baterías para que este no dependa de una fuente sujeta a la alimentación de la red eléctrica y con ella se pierda la movilidad dotada por el enlace inalámbrico. Otro factor importante en el mando es que todos los equipos pueden ser controlados por éste, centralizando el control de la habitación y salvando la necesidad de que el niño tenga que movilizarse hacia uno de los equipos para controlarlos. También es importante hacer una comparación con los controles remotos originales, los cuales vienen con botones muy pequeños y de difícil acceso para los niños, motivo por el cual el mando tiene la característica de tener botones grandes, coloridos y accesibles.
Una vez que el sistema esté montado, el niño puede presionar un botón asociado a uno de los equipos a controlar. Esta orden es traducida por el módulo central del mando y la envía por la red según el protocolo de comunicación. Una vez recibida esta información por el módulo esclavo, este traduce en comando en una acción específica del actuador.
La utilización de tecnología inalámbrica tipo Bluetooth es motivada por dos razones. La primera es el costo. El proceso de instalación es muy importante y al ser inalámbrico el sistema este costo es muy inferior comparando a otros medios de propagación como ser el cableado ya sea por la red eléctrica o por otro medio. La segunda razón es que al ser el mando inalámbrico tipo RF, el niño no tiene la necesidad de “apuntar” el mando central al equipo a ser controlado, como sucede con el control remoto infrarrojo normal del equipo.
El proyecto pretende que el sistema pueda utilizar los equipos existentes en un hogar típico de la población objetivo. Por este motivo los módulos controlan los equipos sin realizar mayores modificaciones en ellos como en los equipos infrarrojos, o en el ventilador. Esto también fue tomado en cuenta para que un cambio de uno de estos no impacte negativamente en el sistema, de hecho una simple configuración y aprendizaje del nuevo equipo a controlar bastará para poner en marcha de nuevo el sistema.

3. Implementación y Resultados parciales

En cuanto a la implementación se logró que la librería IR-REMOTE sea compatible con las marcas que no utilizan un protocolo infrarrojo conocido. Básicamente, la librería realiza un proceso de muestreo del mando infrarrojo original, y compara los resultados con su base de datos. En caso de coincidir con alguno de los modelos conocidos, logra interpretar el protocolo. Si este no es conocido, entonces se almacena toda la envolvente de la señal original y se vuelve a modular a una frecuencia estándar para emular el control remoto original. La modificación consistió en la máquina de estados encargada de hacer el proceso de muestro para que este pueda almacenar envolventes mayores a 5 ms. Luego, al tener la información de la envolvente se volvió a modular a una frecuencia de 38 kHz emulando así el control original. Esto fue debido a pruebas realizadas con aires acondicionados de procedencia china que tenían un protocolo infrarrojo cerrado.
Otro resultado preliminar es la realización de la librería para manejar el chipset de Bluetooth para Arduino. Esta consiste en un conjunto de funciones específicas para que el control de la librería sea lo más

transparente posible para el programador, especificando las funciones principales de descubrimiento, conexión y desconexión, entre otros. La librería permite cambiar también las configuraciones por defecto, como la velocidad de comunicación del puerto serial, poner el módulo en modo esclavo, o máster entre otros. Siguiendo con el desarrollo del sistema de comunicación, el "shield" Bluetooth diseñado para la plataforma Arduino es otro de los resultados. Este circuito es compatible con la distribución estándar del Arduino UNO, MEGA, y otros como el LEONARDO. Permite la comunicación serial con los puertos estándares del Arduino UNO, y también la posibilidad de utilizar los puertos digitales 10 y 11 como puertos seriales TX y RX utilizando la librería de emulación de puerto serial mediante software que ya fue incorporada en la librería para este shield.

Uniendo estos resultados se procedió a montar un escenario de prueba, el cual consiste en un nodo máster encargado de enviar los eventos y un nodo esclavo que controla cuatro cargas de potencias y una interfaz infrarroja para controlar un reproductor de DVD.

Utilizando el protocolo de comunicación, el máster envía los eventos VSCP de control para cada dispositivo, en este caso encender una fuente de luz y un reproductor de DVD que se controla por infrarrojo. El esclavo que está en un estado de escucha recibe el evento, verifica si es correcto y de ser así, procede a dar las órdenes de acuerdo al tipo de evento. En la figura 2 se puede apreciar el proceso que sufren los paquetes entre el master y el esclavo para encender la luz, como también las primitivas que ofrecen cada capa a la superior para establecer la conexión y enviar los datos.

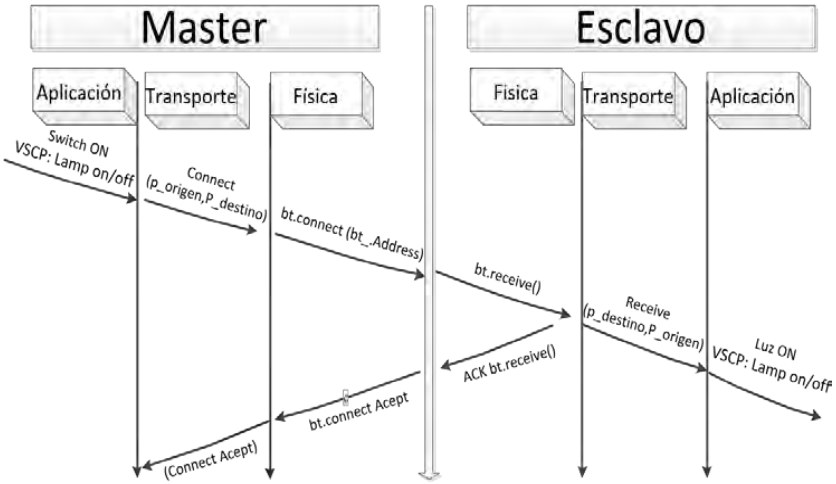


Figura 2. Proceso de comunicación entre el nodo Master y un esclavo para encender una luz controlada por este.

Cada evento que el master envía a uno de los esclavos está especificado en cada capa. En la capa de aplicación tenemos un identificador para el esclavo, la clasificación de los eventos, y por último la clasificación de los equipos dentro de un esclavo por zonas y sub-zonas. En la capa de transporte tenemos la identificación de la comunicación abierta mediante los puertos. Además, en esta capa se agrega un campo de seguridad para uso futuro. Por último, en la capa física se realiza la comunicación real abriendo una comunicación mediante la dirección física del esclavo. También en la figura se puede apreciar el proceso por cada capa cuando el esclavo está en el modo de recepción de datos.

Este proceso fue realizado con una respuesta favorable acerca del control de los equipos. En cuanto a las métricas obtenidas se puede decir que el tiempo que tarda el nodo master en conectarse al esclavo por primera vez es apreciable en unas unidades de segundo, generados casi en su totalidad por el módulo de Bluetooth RN43, pero para la aplicación este retardo es tolerable. Otro punto importante es cuando el máster realiza el proceso de descubrimiento de sus esclavos dentro de la red. Esta función tiene una duración de aproximadamente 10 segundos, cantidad tolerable para el proceso.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Cabe resaltar la importancia y el impacto potencial del proyecto. La solución tecnológica presentada ayuda a la independencia de la persona y con ello eleva la autoestima de la misma, redundando en un aumento del bienestar propio y de su entorno familiar.

La revisión bibliográfica realizada apunta a que la mayoría de las soluciones comerciales brindadas son de alto costo y mayormente no adaptan la infraestructura existente y menos aún, no es accesible para colectivos con desórdenes en la movilidad o manipulación.

El sistema domótico presentado es de bajo costo, adapta la infraestructura existente, y permite la utilización de distintas interfaces para la gestión del mismo, posibilitando su adaptación a los distintos escenarios que puedan surgir.

En cuanto a los trabajos futuros queda la de agregar nuevas interfaces adaptadas tomando en cuenta las necesidades de los niños con discapacidad y con ella cubrir un abanico mayor de soluciones adaptadas en domótica.

Referencias

[1] A. Araujo, D. Fraga, J. M. Moya and O. Nieto-Taladriz, "Domotic plataform bases on multipurpose wireless technology with distributed processing capabilities". Personal, Indoor and Mobile Radio Communications, 2004. PIMRC 2004. 15th IEEE International Symposium, 2004, 4, 3003 – 3007.

[2] E. Mainardi, "Design of a portable touchscreen interface for power line Domotic systems". In Proceedings of the 4th IEEE Conference on Automation Science and Engineering. Key Bridge Marriott, Washington DC, USA, August 23-26, 2008.

[3] J. C. Cuevas, J. Martinez y P. Merino, "El Protocolo x10: Una solución Antigua a Problemas Actuales", En actas del Simposio de Informática y Telecomunicaciones SIT'o2, Dpto. Lenguajes y Ciencias de la Computación, Universidad de Málaga España. 2002

[4] J. P. Cofré, G. Moraga, C. Rusu, I. Mercado, R. Inostroza and C. Jiménez, "Developing a Touchscreen-based Domotic Tool for Users With Motor Disabilities". Information Technology: New Generations (ITNG), 2012 Ninth International Conference, Las Vegas, 2012, 696 - 701.

[5] BJ-Adaptaciones, "Sistema de control desde la cama". Disponible en:http://www.bjadaptaciones.com/productos/fichas/BJ-201_ficha.pdf. Fecha de último acceso: 05-05-13.

[6] BJ-Adaptaciones, "Sistema de control desde la silla". Disponible en:http://www.bjadaptaciones.com/productos/fichas/BJ-200_ficha.pdf. Fecha de último acceso: 05-05-13.

[7] Agencia Japonesa de Cooperación Internacional, "Discapacidad en el Paraguay- Informe Jica". Disponible en:http://teleton.org.py/?page_id=1019. Fecha de último acceso: 05-05-13.

[8] K. Shirriff, "Descripción de la librería ir-remote". Disponible en:http://www.righto.com/2009/08/multi-protocol-infraredremote-library.html. Fecha de último acceso: 05-05-13.

[9] "VSCP specification". Disponible en: http://www.vscp.org. Fecha de último acceso: 05-05-13.

[10] "Roving Networks Bluetooth Product User Manual". Roving Net-works Wireless for less, 809 University Avenue, Los Gatos, CA 95032, 4.77 edition, August 2009.

[11] "Arduino platform". Disponible en: http://www.arduino.cc. Fecha de último acceso: 05-05-13.

Interfaces Alternativas de Acceso al Ordenador: Principios Comunes y Propuesta de Métricas de Valoración

A. Clemotte, F. Brunetti, R. Raya[1], R. Ceres, E. Rocon

[1]rafael.raya@csic.es. Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC).Grupo de Bioingeniería (GBIO). Arganda del Rey (Madrid), España

Resumen. No todas las personas tienen la capacidad de interactuar con las interfaces de acceso más comunes como los teclados, pulsadores y de pantallas táctiles. Existen trabajos innovadores que apuntan al desarrollo de interfaces alternativas en respuesta a las necesidades comentadas [1]. Una interfaz alternativa (IA) es una interfaz de entrada que puede ser conectada al ordenador y que permite al usuario introducir datos al mismo mediante gestos físicos (apuntar, clic o arrastre) o bien mediante otros comandos voluntarios (voz, evocación de potenciales en la corteza motora, etc.) [2][8]. Existen aplicaciones software que traducen movimientos alternativos en movimiento del cursor del ratón [4][5].

El presente trabajo se enmarca dentro del proyecto IVANPACE y en las actividades de la red IBERADA del Programa CYTED, que tiene como uno de sus objetivos, el incentivo al desarrollo de IA de acceso al ordenador para distintos colectivos con déficits funcionales. En este trabajo se revisan los principios básicos de las interfaces actuales de acceso al ordenador y se proponen métricas para valoración de las mismas. La valoración objetiva de las interfaces posibilitaría la comparación relativa de desempeños con cada usuario, así como la valoración del uso del ordenador en terapias de rehabilitación [3][6][8]. Por otro lado, la categorización persigue ayudar a identificar el tipo de interfaz más idónea para cada perfil de discapacidad.

Palabras claves: Interfaces alternativas, categorización, métricas, discapacidad, ordenador.

1. Principios básicos funcionales de las interfaces de acceso al ordenador

Las interfaces de acceso al ordenador están compuestas por algunos comandos básicos. Independientemente de la aplicación, en los sistemas modernos donde la información es representada en entornos gráficos, la interacción con el contenido o información desplegada en pantalla se da mediante las siguientes opciones o tipos de interacción, según la clasificación funcional propuesta:

-TIPO 1: Teclas/eventos asociados a códigos (letras del abecedario o números, signos de puntuación, cursores de teclado, escapes, teclas de funciones, etc.)
-TIPO 2: Movimiento bidimensional de punteros (ratón, joystick, trackball, IRISCOM [9])
-TIPO 3: Movimiento en tercera dimensión o profundidad (zoom, avance, etc.)

El último tipo descrito se utiliza en algunas aplicaciones como herramienta de zoom, y por lo general se le asocia una tecla nueva o distinta, o una combinación simultánea de otras ya existentes. Cabe destacar que este movimiento en tercera dimensión, suele ser siempre normal al plano de la pantalla, y no se registran aplicaciones o interfaces cotidianas que contemplen movimientos compuestos en tres dimensiones. En el ámbito de las IA de acceso al ordenador para personas con capacidades diferentes, podemos clasificar nuevamente los tipos en dos:

-TIPO I: Interfaces básicas para registrar eventos, que pueden ser asociadas a clases del Tipo 1 de la clasificación anterior.
-TIPO II: Interfaces para control del cursor, o de movimiento continuos bidimensionales como los mencionados en el tipo 2.

En general, podemos considerar a las interfaces como dispositivos recolectores de eventos. Estos eventos pueden estar caracterizados simplemente por su ocurrencia temporal, o, como en otras interfaces como las pantallas táctiles, por su ocurrencia temporal y espacial.

Es conveniente, en el intento de generalizar y simplificar la descripción, describir las clases básicas que identifican las acciones de una interfaz con el ordenador en un sistema moderno tipo x-windows. En este sentido existen las clases reconocidas en teclados tradicionales para escritura con caracteres alfanuméricos, clases del tipo ratón o puntero, clases tipo clic, o clases gestuales. En general, las interfaces buscan asociar los eventos medidos (presión de un botón, movimiento de un elementos –ratón) a una de estas clases. La estandarización de estas clases se encuentra recogida en la documentación relacionada a lo que se conoce comúnmente como HID (Human Interface Device). En [12] se especifican todos los atributos, características y protocolos para el uso estándar de las HID.

Las aplicaciones del ordenador tradicionales también están pensadas mayormente para interfaces estándares HID. Así, una interfaz adaptada para personas con capacidad diferente podría ser no funcional si no existe una aplicación adecuada para ser controlada por la misma. Es así, que se desarrollaron aplicaciones alternativas, como teclados virtuales, navegadores, aplicaciones de ofimática, sintetizadores de voz y lanzadores, casi todos ellos por barrido. Es decir, todas las opciones de la pantalla o correspondiente al estado de la aplicación se van recorriendo de forma automática, a la espera de que el usuario mediante la selección a través de un evento de la interfaz adaptada selecciones la opción resaltada en ese momento.

El mundo de las IA, recorre un camino diferente al de las tradicionales en muchos sentidos. Generalmente, como están muy asociadas a la aplicación en sí, muchas de las IA vienen como parte de un paquete comercial que incluye las aplicaciones, los drivers y el hardware. Es así que se configura todo una solución ad-hoc propietaria del fabricante. Esta aproximación va en detrimento de la estandarización, y por otra parte puede afectar los esfuerzos de diseño de interfaces alternativas para aplicaciones tradicionales. Además, muchas de las IA se desarrollan en el campo de la investigación, porque lo son también soluciones ad-hoc.

El problema en la unificación y estandarización de IA, se debe no solo a la aproximación integral comentada, sino también que responden a colectivos con una diversidad en las capacidades de manipulación y otras motoras muy diversas. Además, este colectivo es muchas veces postergado y resulta menos atractivo económicamente para la industria tecnológica.

Uno de los objetivos de la red IBERADA, es el de crear un banco de pruebas de IA. En este sentido, dentro de la red se ha propuesto usar una aproximación unificada, y un conjunto de aplicaciones clásicas para facilitar la validación y comparación de las distintas interfaces.

De acuerdo a la complejidad de las IA podemos identificar dos tipos:

-TIPO A: Son las interfaces cuya decodificación hasta la clase final (evento simple o de cursor), requiere un procesamiento de datos que se realiza de manera distribuida, pudiendo ser en el hardware de la interfaz y en el ordenador. Además suelen necesitar un procedimiento de calibración para cada usuario. Ejemplos típicos de este tipo de interfaces son aquellas basadas en EEG (BCI) [7] o el IRISCOM [9].

-TIPO B: Este tipo agrupa a aquellas que no requieren un procesamiento externo al dispositivos [10][11] y pueden ser asociados directamente a clases estándares como las descritas en HID.

2. Métricas para valoración de interfaces

Raya, [8], ya había presentado unas métricas para valoración de IA tomando como referencia la medida estándar de desempeño de interfaces como se indica en la norma ISO 9241-9. El conjunto de métricas presentado incluía solo parámetros de valoración para interfaces del TIPO 2. En este trabajo se vuelven a revisar las propuestas anteriormente y se incluyen nuevas para la valoración de interfaces del TIPO 1.

Interfaces TIPO 1: Eventos

- Tasa de error – TE: número de activaciones involuntarias en relación a todas las capturadas.
- Retardo - RE: tiempo que transcurre entre el trigger del evento y su codificación final en la clase deseada.
- Fatiga- FT: evolución temporal del Retardo.
- Frecuencia Máxima - FM: número de eventos por segundo capaz de recoger la interfaz.
- Rebote - RB: índice que indica la capacidad de la interfaz de mantenerse en un estado durante un periodo de tiempo preestablecido.

Interfaces TIPO 2: Movimiento bidimensional de punteros

- Tasa de error – TE: dentro de un grupo de tareas de alcance al objetivo la relación entre la cantidad de objetivos fallados (clic fuera) y el número total de objetivos
- *Throughput* – TP: ISO 9241 requerimientos ergonómicos para trabajos de oficina con terminales visuales, parte 9: requerimientos para dispositivos de entrada diferentes del teclado
- Cantidad de entradas al objetivo – CEO: número de entradas dentro del área del objetivo antes de realizar el clic
- Distancia del clic al objetivo – DCO (solo para clic fuera del objetivo): distancia del clic al perímetro del objetivo
- Desviación media – DES: dentro de un grupo de tareas de alcance al objetivo, la distancia media desde todos los clic al centro del objetivo
- Dispersión horizontal y vertical - DIS_H y DIS_V: dentro de un grupo de tareas de alcance al objetivo, la desviación estándar desde todos los clic al centro del objetivo
- Frecuencia pico y Densidad espectral - FREC_P y FREC_D: análisis en el dominio de la frecuencia de los movimientos del cursor. Los parámetros que se analizan son: frecuencia a la que se produce la mayor densidad espectral de potencia (FREC_P) y la banda de frecuencia que contiene el 75% de la densidad espectral total, como indicador de la dispersión de la densidad espectral (FREC_D).

El *Throughput*, medida del estándar ISO 9241-9, permite la comparación de interfaces en cuanto a velocidad y precisión. Existe una escasez de medidas de valoración formales de interfaces alternativas. Uno medida estándar es la propuesta por la ISO, que permite la comparación y caracterización tanto de interfaces como de usuarios.

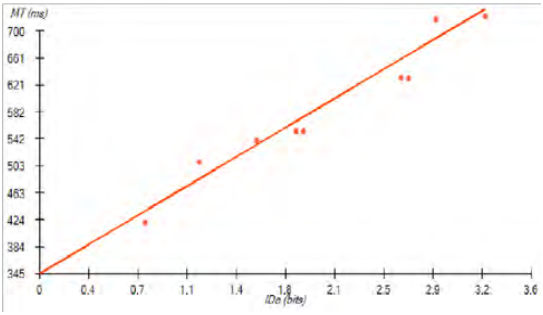


Figura 1. Modelo de Fitts, base teórica del estándar ISO9241-9. El Throughput, medida del estándar, es la relación entre el tiempo de movimiento medio (MT, eje de ordenadas) y el índice de dificultad (IDe, eje de abcisas) el cual es función del diámetro efectivo del objetivo y la amplitud de movimiento.

La cantidad de entradas al objetivo nos permite estimar la capacidad que tiene el usuario de acercar el cursor al área del objetivo. La medida de distancia del clic al objetivo (la cual podría expresarse en función del diámetro del objetivo) nos permite ponderar las tareas donde los clics fueron realizados fuera del objetivo. La definición de *DCO* busca distinguir los clics fuera del objetivo de acuerdo a su distancia con respecto al perímetro del objetivo.

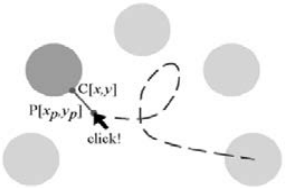


Figura 2. Representación gráfica de la medida distancia del clic al objetivo (DCO), mediante el segmento que une los puntos P[xp,yp] y C[x,y].

La desviación media y la dispersión (horizontal y vertical) son medidas que deben ser extraídas de un grupo de tareas de movimiento, a diferencia de todas las otras métricas. La *DES* tiene como objetivo medir la intención media del usuario respecto a la capacidad de acercar el cursor al objetivo. La *DIS* por otra parte intenta ponderar este valor medio indicando la desviación estándar de todos los clics, en dos ejes perpendiculares, el horizontal y el vertical.
Es importante caracterizar a los usuarios en diferentes dominios. Un dominio de alta importancia es el dominio de la frecuencia. Movimientos alterados podría identificarse por su ubicación en el espectro o por la densidad espectral de un usuario. Para ello se proponen dos métricas: frecuencia pico y densidad espectral.

3. Discusión, Trabajo Futuro y Conclusiones

El presente trabajo propone una categorización de IA de acceso al ordenador y un conjunto de métricas para valoración de las mismas. Estas métricas pueden ser utilizadas para valoración de cualquier interfaz de acceso, sea alternativa o tradicional. Esta característica de las propuestas permite la valoración y comparación de distintas alternativas. El trabajo presentado responde a una necesidad creciente teniendo en cuenta los esfuerzos científicos dispersos en desarrollo de interfaces alternativas, y el creciente uso de los ordenadores como herramienta de desarrollo e integración social.

4. Agradecimientos:

A. Clemotte quiere agradecer a la Itaipu Binacional – Paraguay, al Programa CYTED, a ASPACE Cantabria y a la Obra social Caja Cantabria, entidad financiadora del proyecto IVANPACE.

Referencias

[1] F. Alcantud Marn and F. Soto Pérez, *Tecnologías de ayuda en personas con trastornos de comunicación*. Nau Llibres, 2003.
[2] J. Gill, "Guidelines for the design of accessible information and communication technology systems," Última visita 11/02/2013. [Online]. Available: http://www.johngilltech.com/guidelines/pointing_devices.htm
[3] A. Clemotte, R. Raya, R. Ceres, and E. Rocon, "Preliminary result from a multimodal interface for cerebral palsy users based on eye tracking and inertial technology," in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Springer, 2013, pp. 443–448.
[4] Página web de la aplicación eViacam. [Online]. Available: http://eviacam.sourceforge.net/index_es.php
[5] J. Muntaner, F. Perales, F. Negre, J. Varona, and C. Manresa-Yee, "Sistema de interacción natural avanzado (SINA): Proceso de mejora y ajuste para usuarios con parálisis cerebral y esclerosis múltiple," in *Congreso nacional de tecnologia educativa y atencion a la diversidad (Tecnoneet)*, 2008, p. 145.
[6] A. Weightman, N. Preston, R. Holt, M. Allsop, M. Levesley, and B. Bhakta, "Engaging children in healthcare technology design: developing rehabilitation technology for children with cerebral palsy," *Journal of Engineering Design*, vol. 21, no. 5, pp. 579–600, 2010.
[7] P. Perego, A. Turconi, C. Gagliardi, and G. Andreoni, "Psychometric evaluation with brain-computer interface," *Human-Computer Interaction. Design and Development Approaches*, pp. 406–413, 2011.
[8] R. Raya, J. Roa, E. Rocon, R. Ceres, and J. Pons, "Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 162, no. 2, pp. 248–259, 2010.
[9] P. Palomo, T. González, R. Rivas, I. I., and A. Ruiz, "IRISCOM. proyecto IRIS," *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, pp. 87 – 91, 2009.
[10] Centro Argentino de Medios Alternativos de Comunicación CAMAC. [Online]. Available: http://www.centrocamac.org
[11] Página web de Anditec. Tecnologías de rehabilitación Ltd. [Online]. Available: http://www.anditec.pt
[12] USB Implementers Forum, Universal Serial Bus (USB) Standard, Device Class Definition for Human Interface Devices (HID), Firmware Specification—6/27/01, Version 1.11, 2001.
[13] USB Implementers Forum, Universal Serial Bus (USB) Standard, HID Usage Tables, Firmware Specification—6/27/01, Version 1.11, 2001.

Investigaciones en Interacción y Valoración de Personas con Parálisis Cerebral. El Proyecto IVANPACE

R. Ceres[1], R. Raya[1], A. Ruiz[2], T. González[2], R. Padrino[1], M. Velasco[1]

[1]Grupo de Bioingeniería-CSIC, Ctra. Campo Real km 0.200, 28500 La Poveda, España, Telf.: 918711900, ceres@iai.csic.es

[2]ASPACE Cantabria, Avda Cardenal Herrera Oria, 32, 39011 Santander, España, Telf.: 942338993, direcciongeneral@aspacecantabria.org

Resumen. La Parálisis Cerebral (PC) es un trastorno generado por un problema de desarrollo del Sistema Nervioso Central en periodos próximos al nacimiento o en las primeras fases de la vida. Este trastorno se caracteriza por presentar principalmente alteraciones motoras que afectan directamente a la postura y al control de los movimientos pero no solo a las funciones biomecánicas humanas sino también a las de comunicación, relación e interacción con el mundo social y físico.

En el trabajo que se presenta se describen los principales objetivos y tareas en fase de ejecución del proyecto multidisciplinar IVANPACE en el que se aborda el desarrollo de apoyos tecnológicos en Parálisis Cerebral de un modo sistémico, desarrollando nuevos dispositivos para implementar terapias alternativas como es un vehículo especial interactivo (PALMIPAC) o la interfaz de acceso al ordenador (dispositivo inercial ENLAZA) para tareas de interacción general y para el control de entorno y llevando a cabo estudios y desarrollando herramientas de valoración de las alteraciones motoras en los diferentes cuadros de PC.

Palabras clave: Parálisis Cerebral, interacción, valoración, rehabilitación, compensación funcional

1. Introducción

La parálisis cerebral (PC) es un trastorno de tipo neuromotor que se origina por una deficiencia en el sistema nervioso central a nivel encefálico, generando alteraciones en la ejecución de movimientos y mantenimiento postural desde los primeros momentos de la vida del niño y que afecta a unos 2 casos por mil nacimientos, siendo la causa más frecuente de discapacidad que afecta al desarrollo funcional en la infancia. Estas alteraciones originan limitaciones funcionales que reducen considerablemente actividades básicas tales como la locomoción, manipulación, la capacidad de expresión y la vida de relación con el mundo físico y social. Todo ello, obviamente, afecta negativamente al bienestar del niño representando además una dificultad importante para el aprendizaje y el desarrollo normal de las habilidades personales por las vías naturales de interacción del niño con las personas, mediante el lenguaje oral y gestual, y de interacción con los objetos y el medio por la experimentación directa sobre estos mediante la manipulación, el movimiento y las percepciones asociadas en juegos y otras actividades.

En este contexto es preciso tener en cuenta un factor muy importante como es el hecho de que este trastorno, si bien es permanente, no es inmutable ya que sus efectos pueden ser reducidos desde los primeros años aprovechando en estas fases de la vida el gran potencial de los mecanismos de neuroplasticidad, base de los procesos activos de aprendizaje y de adquisición de habilidades. En este aspecto, la tecnología dispone de importantes medios actualmente para facilitar y aumentar el nivel de actividad del niño. En esta línea es importante destacar el papel del computador (incluidos PDA, tablet…) como elemento universal de interacción para potenciar las funciones mencionadas ya sea como dispositivos finales de lecto-escritura y comunicación (email, redes sociales), de acceso al mundo del conocimiento (eBooks, Internet) o de mando de dispositivos externos del entorno doméstico y urbano (iluminación, activación de semáforos) o personales (control de ortoprótesis, conducción de sillas de ruedas o vehículos especiales). [1], [2], [3], [4], [5].

2. Antecedentes

El proyecto IVANPACE se plantea como continuación de colaboraciones anteriores entre las dos entidades españolas ejecutoras del mismo, el centro de ASPACE Cantabria y el Grupo de Bioingeniería del CSIC. La primera de ellas lleva a cabo una serie de intervenciones por parte de terapeutas y especialistas en combinación con los familiares que por su duración e intensidad tienen un peso muy importante a lo largo de la vida de estas personas. Se procura iniciar las terapias físicas cuando se detecta el problema y les acompañan durante toda su vida: En los primeros años, como instrumento para la adquisición de habilidades funcionales; en una etapa intermedia, para el mantenimiento de los logros adquiridos; debiendo después actuar en el proceso de envejecimiento, como medio para paliar y ralentizar el deterioro. Por otra parte el Grupo de Bioingeniería del CSIC desarrolla desde hace más de veinte años sistemas de apoyo a la discapacidad, siendo actualmente las personas con PC uno de sus colectivos destino centrales. De forma conjunta ambas entidades vienen trabajando y tratando de potenciar el desarrollo integral de niños con PC a través del uso adecuado de dispositivos tecnológicos aptos para paliar los efectos de las diferentes alteraciones motoras de este colectivo. En este sentido cae destacar como temas centrales de interés los métodos y técnicas de interacción con el computador (sistema ENLAZA) y el estudio de terapias y ejercicios usando el vehículo PALMIBER como dispositivo de desplazamiento interactivo.

3. Objetivos y metodología de las investigaciones

Así, con las bases y antecedentes ya mencionados, el objetivo general del proyecto IVANPACE es la elaboración de nuevas técnicas y herramientas tecnológicas de rehabilitación y compensación funcional de personas con PC y síndromes afines a partir de una colaboración estable y multidisciplinar que favorezca un mejor conocimiento de las deficiencias neuromotoras y la puesta a punto de productos o servicios específicos de apoyo.
Este objetivo general se ha abordado mediante el desarrollo paralelo y coordinado de cuatro tareas convergentes, que representan cuatro objetivos específicos, que son los siguientes:

3.1. Optimización y puesta a punto del dispositivo inercial ENLAZA como elemento apuntador

El ENLAZA es una interfaz alternativo desarrollado para que la persona con PC pueda acceder al computador en particular o a cualquier dispositivo de apoyo en general (el PALMIBER por ejemplo). El dispositivo se basa en tecnología inercial que permite reconocer e identificar los movimientos del usuario y convertirlos en órdenes de control. Cabe mencionar que las alteraciones de movimiento causadas por la PC dificultan el control de dispositivos convencionales como el ratón o teclado. En la actualidad, el dispositivo se emplea como apuntador para el computador ya que el mismo analiza e interpreta los movimientos de la cabeza del usuario para generar desplazamientos del puntero del ratón.
Se ha realizado una caracterización preliminar de ciertos perfiles asociados a la PC, que permite identificar ciertos patrones posturales y de movimiento, como hipertonía, hipotonía o atetosis entre otras alteraciones. Asimismo se han creado algunos algoritmos de filtrado que reducen los efectos del movimiento involuntario del individuo en el control del dispositivo. Los resultados obtenidos hasta el momento ponen de manifiesto la viabilidad de la tecnología inercial en la identificación de patrones de postura y movimiento alterados ya que esta tecnología permite medir el movimiento en términos objetivos (posición, velocidad, aceleración, etc.) y por tanto, detectar los componentes de los movimientos voluntarios y alterados. [6], [7].
Se ha comenzado a realizar una caracterización del movimiento patológico (temblor, espasmos, etc.), dando resultados muy prometedores. Sin embargo, tal caracterización es una tarea compleja, dada la heterogeneidad de las alteraciones de la PC y su aparición combinada en un mismo individuo. Este hecho implica la necesidad de un estudio profundo de los patrones de movimiento alterados, al mismo tiempo que se perfeccionan las estrategia de filtrado. Se espera abordar igualmente la posibilidad de aplicar una técnica de interfaz multimodal, basada en el uso del ENLAZA y un sensor de seguimiento ocular (eye tracking) con tecnología de cámaras IR, de forma que puedan adaptarse y reconocer en tiempo de ejecución las características de la persona con discapacidad y puedan reducir los efectos del movimiento involuntario en el control del dispositivo. Así, partiendo de los estudios y desarrollos del dispositivo inercial ENLAZA, en este punto, se contempla lo siguiente:

- Optimización del comunicador inercial a través del ajuste de ciertos parámetros de filtrado e incrementando su fiabilidad y robustez.
- Estudio cinemático (rangos, velocidad, aceleración, etc.) de los distintos perfiles asociados a la PC con el fin de recoger patrones característicos.
- Realización de un ajuste automático del control del dispositivo en tiempo de ejecución con base en el estudio realizado.

Siguiendo estas acciones se persigue que el funcionamiento del dispositivo cumpla dos criterios:

1) "Asistir tanto como sea necesario" (paradigma de control "Assist as needed")
2) Diseño centrado en el usuario (paradigma de diseño "User-centred design")

El criterio de control (1) hará que el filtrado ajuste sus parámetros de acuerdo a ciertos patrones de postura y movimiento en tiempo de ejecución. De esta forma si un usuario no necesita apoyo, el filtro no actuará. El criterio (2) responde a conocer las particularidades del usuario, interpretarlas y en base a ellas generar la estrategia de filtrado correspondiente. De esta forma se trata de que sea el dispositivo el que se adapte al usuario y no a la inversa.

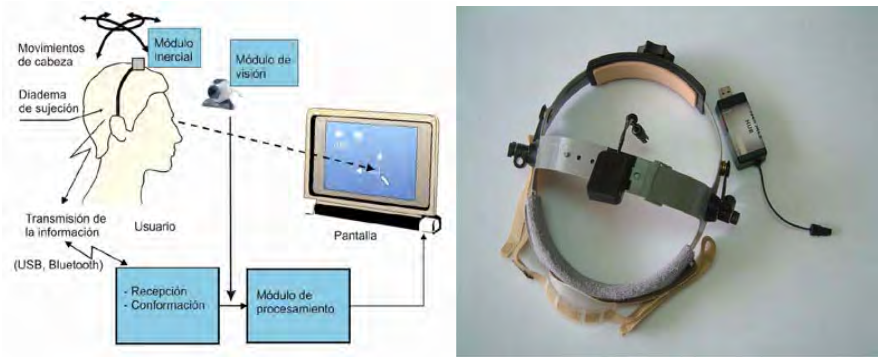


Figura 1. Diseño conceptual de ENLAZA en conjunción con el sistema de seguimiento ocular. A la derecha, sensor inercial y soporte para cabeza.

3.2. Desarrollo e integración de un vehículo (PALMIPAC) optimizado

El PALMIBER es un vehículo eléctrico especial configurable para el apoyo a la movilidad aumentativa y al desarrollo integral de niños con deficiencias neuromotoras graves. La base conceptual en la que descansa este proyecto es la consideración de que la movilidad es una facultad esencial en el desarrollo integral de la persona en todo lo que se refiere no sólo al aprendizaje de conceptos espaciales, sino también a la interrelación con las personas próximas. El vehículo es ampliamente configurable con el fin de adaptarse a las particularidades y a la evolución de su aprendizaje. Aunque se han creado diferentes interfaces adaptadas para la conducción del vehículo (una consola de pulsadores de dirección y pulsadores simples asociados a técnicas de barrido) se han detectado dificultades de manipulación en algún grupo de usuarios con discapacidad motora severa. Esto sugiere que sería necesario encontrar nuevos canales de comunicación más cercanos a las necesidades del usuario como es la conducción con el dispositivo ENLAZA.

Basado en el vehículo PALMIBER, actualmente disponible, se realizan en el proyecto las tareas de diseño, desarrollo y evaluación de un nuevo sistema, PALMIPAC, con mejores prestaciones tales como aumento del habitáculo para uso de mayores tallas de usuarios, aumento del par y velocidad de los motores, con encoders, eliminando el autobloqueo, liberación de la zona de los pies, integración de toda la electrónica en una tarjeta electrónica, incorporación de puerto USB y modo inalámbrico de comunicación y otras.

Figura 2. Usuario durante una sesión de trabajo con el vehículo PALMIBER (arriba). Nuevo vehículo PALMIPAC en desarrollo

3.3. Control de entorno

En este apartado se está finalizando una plataforma de control de dispositivos del entorno que puedan ser gobernados por el usuario tanto por movimientos de cabeza, con el dispositivo ENLAZA, como por la mirada, por el IRISCOM, abriendo la posibilidad de ampliar a otros numerosos elementos físicos.
De este modo se contempla por una parte la definición del escenario de control externo con los dispositivos a concretos, incluyendo en la plataforma de base el control de TV, de canales de música, de una persiana, del aire acondicionado y una alarma remota. Así mismo este subproyecto requiere la elaboración de una interfaz de operación con un menú y una serie de iconos específicos para la selección de los elementos a

actuar y finalmente la instalación, en conexión con un computador central, de emisores y receptores utilizando canales de IR para los dispositivos con visión directa y RF para la alarma remota.

3.4. Estudio preliminar de patrones alterados de postura y movimiento

Con el objeto de profundizar en el conocimiento de las diferentes alteraciones motoras del colectivo considerado, está previsto abordar el problema tratando de definir los déficit de un modo objetivo mediante parámetros biomecánicos relacionados con estas alteraciones, estudiando igualmente la posibilidad de efectuar medidas sistemáticas de los mismos. Estos estudios abordarán tanto las funciones y tareas propias de las AVDs, como las partes anatómicas a instrumentar, las tecnologías de captación a emplear en cada caso, las métricas a utilizar y la metodología a emplear.

4. Resultados y Conclusiones

Actualmente el proyecto se encuentra en fase final de ejecución del primer año, habiendo obtenido resultados estimulantes en sus aspectos tecnológicos, de usabilidad y de validación en los cuatro objetivos propuestos: el ENLAZA, el PALMIPAC, el Control de Entorno y en el estudio de patrones alterados de postura y movimiento. En el segundo año del proyecto se espera alcanzar en gran medida los objetivos planteados al comienzo del proyecto esperando poner en marcha la proyección de los resultados obtenidos. Al mismo tiempo se pretende continuar las investigaciones en este importante campo en el que la tecnología deberá jugar un papel fundamental en el desarrollo de habilidades y de la participación social de estas personas con deficiencias severas de tipo neuromotor.

5. Agradecimientos

Se desea expresar el agradecimiento de los autores a la Obra Social Caja Cantabria, entidad financiadora del proyecto IVANPACE.

Referencias Bibliográficas

[1] C. Cans. Surveillance of cerebral palsy in europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Developmental Medicine Child Neurology, 42:816 824, 2000.

[2] T. D. Sanger, D. Chen, M. R. Delgado, D. Gaebler-Spira, M. Hallett, J. W. Mink. Definition and Classification of Negative Motor Signs in Childhood. Pediatrics Vol. 118:5, 2006.

[3] Campbell SK. Quantifying the effects of interventions for movement disorders resulting from cerebral palsy. J Child Neurol 1996;11 Suppl. 1:S61–S70.

[4] Definition and Classification of Hyperkinetic Movements in Childhood. Augmented BNCI Communication (ABC). EU FP7 project. http://www.abc-project.eu/

[5] Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a las personas con Parálisis cerebral y Afines (ASPACE). http://www.aspace.org/aspace/esp/paralisis+cerebral/. Technical report.

[6] R. Raya, E. Rocon, R. Ceres, J. Harlaar, J. Geytenbeek. Characterizing head motor disorders to create novel interfaces for people with cerebral palsy. IEEE 12th International. Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Suiza, junio,. 2011.

[7] C. Mauri, T. Granollers, J. Lorés, and M. García, “Computer vision interaction for people with severe movement restrictions.”An Interdisciplinary Journal on Humans in ICT Environments., vol. 2 (1), pp. 38–54, 2006.

"Ler é Divertido: Livros de Leitura Fácil"

Margarida Nunes da Ponte

UTAAC- Unidade de Técnicas Aumentativas e Alternativas de Comunicação
CRPCCG- Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral Calouste Gulbenkian
SCML- Santa Casa da Misericórdia de Lisboa
Email: margaridanponte@netcabo.pt

Palavras chave: comunicação aumentativa; literacia; disfunção neuromotora grave; necessidades complexas de comunicação; tecnologias de apoio

1. Introdução

A capacidade de ler e escrever, ou seja, a literacia, é considerada como sendo uma capacidade fundamental na vida de qualquer ser humano. No caso das pessoas com necessidades complexas de comunicação, incapazes de utilizar a fala como meio principal de expressão, esta capacidade de ler e escrever torna-se ainda mais importante (Blackstone, S. 1989). Sem ela, o uso da linguagem torna-se muito restrito, limitando em muito a possibilidade daquelas pessoas poderem ter uma participação ativa nas diferentes atividades do seu dia a dia, o que faz com que muitas vezes percam oportunidades educacionais e vocacionais.
Ler e escrever pode tornar-se um meio precioso para ultrapassar muitas das limitações graves experimentadas nas suas vivências diárias.

2. Dificuldades de aprendizagem da leitura e escrita

Vários estudos referem as dificuldades de aprendizagem da leitura e escrita na população de alunos com disfunção neuromotora e com necessidades complexas de comunicação, apresentando valores na ordem de 70 a 90% de alunos que apresentam graves dificuldades nos aspetos relacionados com a aprendizagem da leitura e escrita, situando-se a um nível de aquisições escolares muito inferior àquele apresentado pelos pares da mesma idade. (Koppenhaver & Yoder, 1992).
Este facto relaciona-se com as poucas oportunidades que têm de aprendizagem, com um acesso muito limitado a materiais e experiências de leitura e escrita, tanto em casa como na escola, às dificuldades em interagir com os outros durante essas atividades e em terem poucas oportunidades na escola de ler e escrever textos propriamente ditos.
A importância da literacia em intervenção precoce tem-se tornado cada vez mais evidente. No entanto pais e profissionais referem, na maior parte dos casos, não ter conhecimentos necessários, nem saber utilizar materiais adequados de forma a providenciar às crianças com deficiência neuromotora grave experiências positivas no que se relaciona com o desenvolvimento da literacia
Através da leitura de histórias nos primeiros anos de vida a criança aprende como prestar atenção e dar significado aos livros, como falar sobre os acontecimentos do livro, como dar seguimento ao assunto ou ao tema estabelecido pela história do livro e como interpretar as imagens e o texto como representações simbólicas.
Mas o contar de uma história não pode de maneira nenhuma resumir-se a simplesmente ler alto para um grupo de espectadores passivos que apenas escutam.
Acima de tudo, o momento de contar uma história deve ser totalmente participado pelas crianças e compartilhado tanto por elas como pelo adulto, numa interação adequada e equilibrada.
Estas crianças necessitam dum ambiente rico em oportunidades de comunicação, que não só lhes ofereça formas de a efetuarem, mas que facilite também a execução de atividades funcionais e motivadoras. É necessário permitir que estas crianças estejam envolvidas em eventos de literacia de uma forma ativa, aumentando a sua compreensão acerca da funcionalidade e da natureza do sistema escrito e desenvolvendo gradualmente formas convencionais de escrita.

3. Projeto de Desenvolvimento:

Partindo do princípio de que a leitura de histórias é fundamental no desenvolvimento da criança, preparando-a para o mundo da leitura-escrita, e considerando que as crianças com paralisia cerebral apresentam limitações várias que as impedem ter experiências úteis agradáveis e positivas no uso de livros, pretendeu-se desenvolver um projeto "Ler é divertido: livros de leitura fácil", tendo como objetivo principal permitir a estas crianças com deficiência poderem vivenciar experiencias com livros idênticas tanto na quantidade como na qualidade às dos seus pares sem deficiência.
O projeto foi submetido a uma candidatura para financiamento próprio, tendo conseguido desta forma a aquisição de 2 computadores com interfaces próprias e a aquisição de diversos livros de histórias para futura adaptação.
Criou-se um espaço aberto ao público, dentro do Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral, onde se encontram estes materiais totalmente disponíveis para utilização de qualquer criança, jovem, pais ou técnicos de reabilitação/educação.

4. Metodologia:

Após a seleção e aquisição de livros de histórias infantis e juvenis (0-10 a) de acordo com as características adequadas será feita a sua adaptação que inclui as seguintes fases:

- Adaptar as histórias com linguagem simbólica reconhecida internacionalmente "SPC" de modo a poderem ser utilizadas por crianças com limitações de linguagem, rompendo com as barreiras da comunicação e da inclusão.

- Adaptar o texto, com frases curtas e simples, e inserção de linhas repetitivas, e até mesmo de rimas.

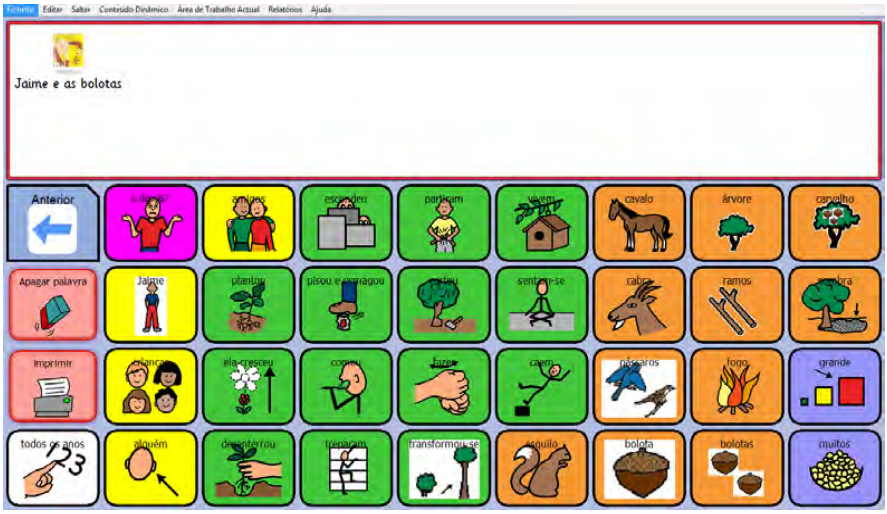
- Fazer o scanner de todas as páginas, gravando pagina a pagina no power point, com introdução do texto e introdução das frases em símbolos gráficos do SPC.

- Elaborar materiais de apoio à comunicação com símbolos gráficos que permitem a estas crianças conversar sobre a história a serem utilizados em diversos comunicadores de fala.

- Elaborar atividades de escrita no computador com recurso ao programa "GRID 2", permitindo a estas crianças terem experiencias de escrita sobre o tema da história.

5. Conclusão:

Uma grande parte de crianças com disfunção neuromotora associada à disfunção comunicativa, apresenta graves dificuldades nos aspetos relacionados com a aprendizagem da leitura e escrita.
Deste facto resulta que muitas vezes não possam tirar partido das atividades de literacia que lhes proporcionamos, tornando-as em experiências altamente negativas e frustrantes para as mesmas.
Como tal, há que desenvolver diferentes materiais para cada história, de forma a permitir a estas crianças participar ativamente durante a leitura da história, ou outras atividades com ela relacionadas como o recontar, discutir ou recriar sobre a história, utilizando tecnologias de apoio e sistemas gráficos de comunicação.
O uso de estratégias de intervenção baseadas na comunicação aumentativa e adequadas às incapacidades graves da criança, permite não só o progresso das suas capacidades de literacia emergente durante a leitura de histórias, mas também aumenta as suas capacidades de autonomia de leitura do livro apresentado.



Bibliografia

- Blackstone, S., 1989. “The 3 r´s reading, writing and reasoning”. Augmentative Communication News, 2, (1). 1-3
- Ferreira, Maria Carlota; Nunes da Ponte, Maria Margarida & Azevedo, Luís Manuel (2000). “Inovação curricular na implementação de meios alternativos de comunicação em crianças com deficiência neuromotora grave”
- King De-Baun, P. (1992). “Using Stories to promote beginning communication, language and creativity in young children with disabilities”. Pre conference paper and workshop presented at Closing the Gap, Minnesota, USA.
- Koppenhaver, D., Coleman, P., Steelman, J. & Yoder, D. (1991). “The implications of emergent literacy research for children with development disabilities”. American Journal of Speech Language Pathology: A Journal of Clinical Practice, 1 (1), 38-44.
- Koppenhaver, D. & Yoder, D. 1992. “Literacy issues in persons with severe physical disabilities’ In R. Gaylord-Ross (ed), Issues and Research in Special Education. (Vol.2) New York: Columbia University, Teachers College Press.
- Nunes da Ponte, Margarida: Plano Nacional de Leitura: Orientações: Alunos com NEE: Disfunção neuromotora grave
- http://www.planonacionaldeleitura.gov.pt/escolas/suborientacoes.php?idSubtopicoOrientacao=15&idSubsubtopicoOrientacao=44#

Arquitectura para Integración Transparente de Interfaces Alternativas de Acceso al Ordenador

S. Ortiz[1], Y. Monges[1], V. González[1] y F. Brunetti[1,2]

[1]Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción", Tte. Cantaluppi y G. Molinas, Asunción, Paraguay, www.uca.edu.py

[2]Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, España sechortiz@hotmail.com yessica.monges@gmail.com vgonzale@uca.edu.py fbrunetti@gmail.com

Resumen. El proyecto consiste en el desarrollo de un sistema que potencie las capacidades de comunicación de niños y adolescentes que presentan algún tipo de desorden en el control de sus extremidades, y que este hecho sea una limitación para utilizar adecuadamente los métodos de entrada convencionales de una computadora. Se propone una arquitectura basada en dispositivos USB-HID (*Human Interface Device*), que permitirá la transparencia entre cualquier tipo de interfaz de usuario y un ordenador, creándose de esta manera un medio de acceso a procesadores de texto, navegadores web, juegos y/o programas destinados a la Comunicación Aumentativa y Alternativa, adaptados y no adaptados. Se contempla el manejo múltiples interfaces en simultáneo, y una plataforma informática de soporte.

Palabras clave: Interfaces adaptadas, interfaces alternativas, HID.

1. Introducción

El ordenador se ha convertido en un aliado muy poderoso en la educación y un eficaz medio acceso a la información. Está presente en el trabajo, en los deberes escolares, en las actividades de ocio, y es por excelencia la ventana a la supercarretera de la información: Internet.

Una interfaz de acceso, es aquella que permite interactuar con el ordenador a través de ciertos comandos o códigos con algún significado para el usuario y que son reconocidos por la aplicación. Las interfaces más comunes son el teclado y el ratón o "mouse". Sin embargo, tales artefactos son útiles para personas que poseen completo control de miembros superiores y no para aquella población que posee problemas de manipulación causados por trastornos neuromotores.

Esta barrera en cuanto a la accesibilidad al ordenador puede resultar un problema importante de desarrollo. Existen numerosos esfuerzos científicos y tecnológicos para paliar este problema. Podemos encontrar diversas interfaces desarrolladas para acceder y controlar el ordenador mediante sensores inerciales [1], cámaras web [2], seguimiento de la nariz [3] o del iris [4] y otras [5..8].

A pesar de estos esfuerzos, la mayoría de estas interfaces no están muy extendidas. Esto se debe a varios motivos entre los que podemos mencionar: a) Cada usuario es diferente y algunas interfaces se adaptan mejor que otras a su necesidad, b) muchas veces no permiten la fusión de interfaces o interfaces multimodales, para que el conjunto de dos o más interfaces alternativas se adapten a la necesidad del usuario, y c) una interfaz está asociada a hardware y software ad-hoc no muy accesibles o populares que no son compatibles con aplicaciones comerciales no adaptadas.

Este trabajo intenta dar soporte a la integración de múltiples interfaces alternativas de manera transparente para así poder integrarlas y utilizarlas en entornos y aplicaciones no adaptadas de igual manera. Esta fácil integración favorecería el desarrollo de soluciones de bajo costo que cubran las necesidades específicas de los usuarios, facilitando el acceso a una computadora a personas de escasos recursos con problemas de control motor.

2. Arquitectura del sistema

El sistema cuenta con dos partes principales: el **traductor de interfaces (THID)**, encargado de hacer el puente de comunicación entre cada comando generado por el usuario y la PC, y el **controlador de**

interfaces (CI), que está compuesto por cada interfaz que se comunica con el THID. En la figura 1 se muestra la arquitectura propuesta para el trabajo.

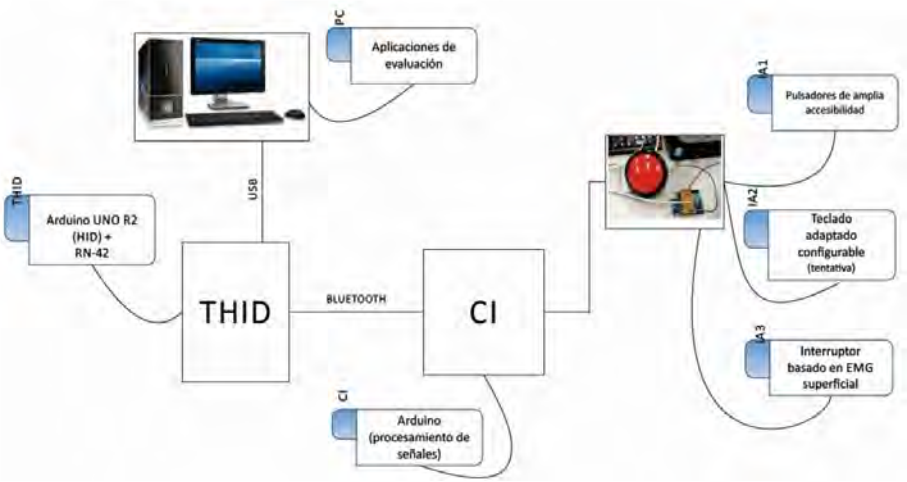


Figura 1. Arquitectura propuesta para integración de múltiples Interfaces Adaptadas o Alternativas de acceso, utilizando el estándar HID [9].

2.1. Traductor HID (THID)

Un Dispositivo de Interfaz Humana HID, por sus siglas en inglés, hace referencia a las interfaces de usuario para computadoras, que envían un evento generado por el usuario al ordenador. Dicho evento puede ser, por ejemplo, oprimir una tecla o mover el ratón. Las siglas HID, se refieren generalmente a la especificación USB-HID [9].
Esta clase es soportada por la mayoría de los sistemas operativos. Esto facilita enormemente la utilización de estos dispositivos, ya que codifica los eventos capturados a un estándar entendible y compartido por todas las aplicaciones. Además permite la definición de diferentes tipos de dispositivos [10].
La clase HID consiste principalmente en interfaces de usuario que son usados por seres humanos para el control de operaciones en un ordenador. Algunos miembros de la clase HID son [9]:

- Teclados y dispositivos de puntero: ratones, *trackballs* y *joysticks*.
- Controladores de panel frontal: perillas, *switches* y botones.

El traductor HID tiene la tarea de interceptar los comandos que llegan del THID y mandarlos a la computadora. La conexión entre el traductor y la computadora es a través del protocolo USB.
La computadora detecta al traductor como un dispositivo HID. Es decir que el traductor puede generar eventos de ratón o teclado, u otra interfaz estándar, y el ordenador y/o aplicaciones actuarán en respuesta a los comandos HID recibidos.

2.2. Controlador de Interfaces (CI)

El CI es el encargado de recibir la información de las Interfaces Adaptadas (IA) que propiamente generan los eventos para luego enviarlas al THID para su traducción en funciones HID en la PC.
En la CI es donde se conectan las diversas interfaces adaptadas o alternativas. Se permite la conexión de hasta cuatro dispositivos. Una vez registrados los eventos, se envían los comandos al traductor HID a través de un enlace Bluetooth, implementado mediante el módulo RN-42. Esta independencia entre estos dos módulos brinda movilidad al sistema, debido a que el usuario puede ubicar de forma accesible la CI, el cual es un módulo sin cables que lo unan al ordenador. Es a través de este módulo que se realiza la adquisición

de los eventos generados por el usuario. Cada interfaz puede ser configurada teniendo en cuenta el perfil de cada posible usuario de la arquitectura.
En el proyecto se incluyen tres Interfaces Adaptadas:

- IA1- Un teclado adaptado configurable mediante pulsadores de amplia accesibilidad.
- IA2- Un teclado adaptado configurable basado en modelos similares a los encontrados en teléfonos móviles de bajo costo.
- IA3- Un interruptor basado en electromiografía superficial para el control de pulsadores y botones en pantalla.

2.3. Comunicación entre el THID y CI

Todos los comandos del CI son transmitidos a través de la tecnología Bluetooth al THID. Para ello se utiliza el módulo RN-42 tanto en el CI como en el THID. El protocolo de comunicación se basa simplemente en un intercambio de datos simples, o simples eventos, como un click izquierdo o derecho o la presión de una tecla.
El Módulo Bluetooth RN-42 es un dispositivo Bluetooth clase 2, que es configurable a través de comandos tipo AT que recibe por el puerto serial. Este módulo implementa el perfil SPP, [12]. En un dispositivo de bajo costo y funciona prácticamente sin necesidad de electrónica de soporte.

3. Resultados

En el marco del proyecto, se han desarrollado circuitos de soporte para el manejo de módulos de comunicación inalámbrica, específicamente referentes a la tecnología Bluetooth. Estos circuitos reciben la denominación de “shields” y son comúnmente utilizados con la plataforma de desarrollo Arduino. El “shield” fue específicamente diseñado para comandar el dispositivo Bluetooth RN-42.
Se han desarrollado aplicaciones informáticas de comunicación aumentativa, programas de evaluación de interfaces de usuario basados en métricas referentes a eventos y también una interfaz autónoma basada en electromiografía superficial (EMG) –IA3.

3.1. Software de Comunicación aumentativa

Es una aplicación destinada a servir como una herramienta en sesiones de comunicación aumentativa o alternativa. Fue totalmente desarrollada en C# y presenta un ambiente muy amigable y agradable, tanto para el usuario directo como para el terapeuta. Posee su propio editor de texto, teclado propio y permite la escritura en programas como bloc de notas y Word

3.2. Evaluador de interfaces

Se trata de un programa que permite evaluar cuatro métricas, cada una de las cuales caracteriza a las interfaces de usuario que generan eventos, [13]. Cada test se presenta al usuario como un juego, en donde se debe realizar un “click” cuando el programa lo indique para que de esta manera se desencadene una acción dentro de la aplicación. Todos los resultados obtenidos son almacenados en un archivo de texto en la computadora.

3.2.1. Métricas para valoración de interfaces

En el software evaluador de interfaces, se han implementado en código las siguientes métricas:

1. Tasa de error (TE): Se refiere al número de activaciones no voluntarias en relación a todas las capturadas.
2. Retardo (RE): Intervalo de tiempo entre el “trigger” del evento y su codificación en la acción deseada.
3. Frecuencia máxima (FM): Cantidad de eventos que la interfaz puede capturar en el lapso de un segundo.
4. Rebote (RB): Se refiere a la capacidad de una interfaz para mantenerse en un estado durante un tiempo preestablecido.

3.2.2. Escenario de pruebas

Para las pruebas con el ratón y el pulsador, se posicionó a los usuarios en una silla mirando de frente el monitor del ordenador. Para las pruebas con el ratón, el antebrazo debe estar apoyado sobre una superficie que se encuentra entre 10 y 20 cm por debajo de la altura hombro, dependiendo de la estatura del sujeto. En el caso del "switch" o pulsador, éste fue colocado a no más de 5 cm del lado lateral derecho de la rodilla del sujeto.
Para las pruebas con EMG se realizaron las siguientes tareas: colocación de los electrodos EMG de superficie en la región posterior (flexor) del antebrazo, y la referencia en región anterior del antebrazo. Luego, previo al uso de la interfaz, se registran los biopotenciales de los músculos para calibrar y obtener los umbrales de activación y desactivación muscular. Este proceso es llamado "proceso de calibración". Durante el proceso de calibración y posterior uso de la interfaz, el sujeto debe estar sentado con el brazo en posición horizontal, apoyado en una mesa hasta la articulación del codo.

3.2.3. Resultados obtenidos

Se realizaron sesiones de pruebas con el evaluador de interfaces, en donde han participado un total de cuatro sujetos sanos: dos mujeres y dos varones de entre 25 y 35 años. Se han utilizado tres interfaces: un ratón convencional (MOUSE), un pulsador de gran accesibilidad (SW) y un interruptor basado en electromiografía superficial (EMG). A continuación se muestran los resultados.
En la figura 2 se aprecian los resultados del test de tasa de error (TE), en donde se pidió a los sujetos que generen eventos de "click" en un determinado momento. Todos los "clicks" fuera de este intervalo (no solicitados) fueron computados como involuntarios. Se define a la tasa de error como la cantidad de "clicks" involuntarios dividida entre la cantidad total de "clicks" capturados. La interfaz de EMG presenta una tasa de error importante a diferencia de las otras interfaces.

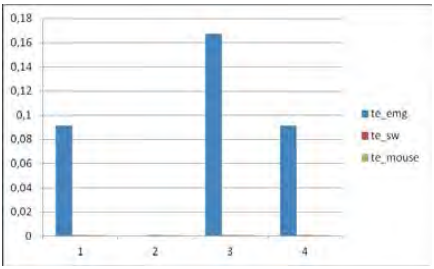


Figura 2. Resultados del test de tasa de error para las tres interfaces evaluadas en cuatro sujetos. El eje de abcisa corresponde al número de sujeto de prueba y el de ordenada al porcentaje de error.

En la figura 3 podemos observar los resultados del test de retardo (RE), en donde se solicita al usuario que haga un cilck reactivo a un evento lo más rápido posible y se mide el tiempo desde que se dio la orden al sujeto hasta que efectivamente la PC recibe este comando. El EMG es la interfaz más lenta como era de esperarse. Las otras al ser puramente mecánicas presentan resultados similares con sujetos sanos.

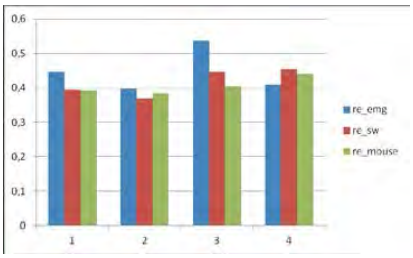


Figura 3. Resultados del test de retardo para las tres interfaces evaluadas en cuatro sujetos. El eje de abcisa corresponde al número de sujeto de prueba y el de ordenada al tiempo de retardo en segundos.

En la figura 4. Se muestran los resultados del test de frecuencia máxima (FM), en donde se solicitó a los sujetos que realicen un número determinado de "clicks" en el lapso de un segundo. El ratón tradicional presenta mejores resultados, ya que su control es más preciso (accionamiento ediante las manos) que con las otras interfaces (accionamiento muscular o con movimiento de la pierna).

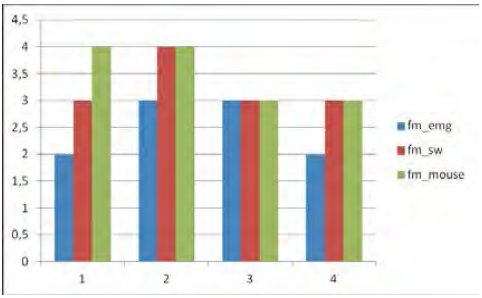


Figura 4. Resultados del frecuencia máxima para las tres interfaces evaluadas en cuatro sujetos. El eje de abcisa corresponde al número de sujeto de prueba y el de ordenada al número de eventos por segundo que puede generar el usuario con dicha interfaz.

En la figura 5 se detallan los resultados obtenidos en el test de rebote (TB). En esta prueba los sujetos debían mantener el evento de "click" durante un tiempo preestablecido. Nuevamente la interfaz basada en EMG no permite mantener de manera controlada el evento durante un tiempo largo debido a la fatiga muscular principalmente. Este resultado refleja la dificultad de mantener el nivel de contracción muscular de manera mantenida por encima del umbral de activación. En el futuro se trabajarán con otros algoritmos para mejorar la interfaz en cuanto a esta métrica.

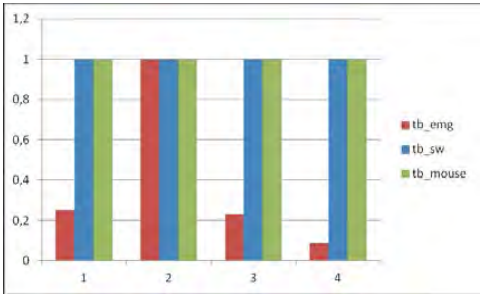


Figura 5. Resultados del test de rebote para las tres interfaces evaluadas con los cuatro sujetos. El eje de abcisa corresponde al número de sujeto de prueba y el de ordenada al tiempo en segundos que es capaz de matener activo el evento el usuario.

4. Conclusiones y trabajos futuros

El proyecto busca la integración de interfaces de manera transparente para que el usuario final acceda a una computadora a través de un sistema que se adapte a sus capacidades. Con el desarrollo de esta arquitectura se intenta la promoción de una plataforma configurable a las necesidades de cada persona minimizando el problema que representa encontrar una interfaz ideal y útil para un usuario en particular, y que al mismo tiempo sea compatible con las aplicaciones más comunes.

En la arquitectura actual se contempla la interconexión de varias interfaces en simultáneo, cuatro como máximo. Con este enfoque las interfaces están conectadas al CI a través de cables, utilizándose un solo módulo Bluetooth para dirigir el tráfico de todas las interfaces conectadas. Una posible mejora para esta arquitectura es que cada interfaz se comunique al THID a través de su propio módulo Bluetooth, de esta forma cada dispositivo tendrá mayor movilidad para el usuario.

La aplicación de evaluación de interfaces deja en manifiesto la importancia de tener una arquitectura que unifique las mismas y las haga transparente. Gracias a la arquitectura propuesta, las tres interfaces probadas fueron comparadas con las mismas métricas, y generan eventos clásicos que pueden ser utilizados para controlas las aplicaciones más comunes.

Como trabajo futuro se propone también mejorar las interfaces existente aprovechando la evaluación realizada. Más específicamente se mejorarán la interfaz basada en EMG (algoritmo, número de canales) y se desarrollarán otros métodos de acceso como teclados adaptados.

Referencias

[1] A. Clemotte, R. Raya, R. Ceres, and E. Rocon, "Preliminary result from a multimodal interface for cerebral palsy users based on eye tracking and inertial technology," in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Springer, pp. 443–448, 2013.

[2] Aplicación eViacam: Emulador de ratón basado en cámaras WEB. [Online]. Dismponible en http://eviacam.sourceforge.net/index_es.php. Última visita: 12/05/2013.

[3] J. Muntaner, F. Perales, F. Negre, J. Varona, y C. Manresa-Yee, "Sistema de interacción natural avanzado (SINA): Proceso de mejora y ajuste para usuarios con parálisis cerebral y esclerosis múltiple". Actas del *Congreso Nacional de Tecnologíaa Educativa y Atención a la diversidad (Tecnoneet)*, p. 145, 2008.

[4] P. Palomo, T. González, R. Rivas, I. I.,y A. Ruiz, "IRISCOM. proyecto IRIS," *IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, pp. 87 – 91, 2009.

[5] A. Weightman, N. Preston, R. Holt, M. Allsop, M. Levesley, and B. Bhakta, "Engaging children in healthcare technology design: developing rehabilitation technology for children with cerebral palsy," *Journal of Engineering Design*, vol. 21, no. 5, pp. 579–600, 2010.

[6] O. Saz Torralba, W. Rodrguez Dueñas, and E. Lleida Solano, "Development of voice-based tools for accessibility to computer services," *Computación y Sistemas*, vol. 15, no. 1, 2011.

[7] P. Perego, A. Turconi, C. Gagliardi, and G. Andreoni, "Psychometric evaluation with brain-computer interface," *Human-Computer Interaction. Design and Development Approaches*, pp. 406–413, 2011.

[8] Anditec. Tecnologías de rehabilitación Ltd. Disponible en http://www.anditec.pt. Última visita: 12/05/2013.

[9] Universal Serial Bus (USB) Organization. "Device Class Definition for Human Interface Device (HID)", Version 1.11, 2001.

[10] Universal Serial Bus (USB) Organization. "HID Usage Tables", Versión 1.12, 2001.

[11] Arduino Leonardo. [Online]. Disponible en: http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardLeonardo. Última visita: 10/09/13.

[12] Roving Networks. [Online]. Disponible en: http://www.rovingnetworks.com/products/RN42. Última visita: 10/09/13.

[13] A. Clemotte, F. Brunetti, R. Raya , R. Ceres y E. Rocon, "Interfaces alternativas de acceso al ordenador: principios comunes y propuesta de métricas de valoración". VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad IBERDISCAP 2013. Santo Domingo, República Dominicana.

Blog Interactivo como Estrategia de Aprendizaje de la Comunicación Aumentativa y Alternativa en Niños No Verbales.

[1]Gabriela Alfonso N., Andrea Alvarado B., Paola Bonilla B., Derlyn Herrera M., Syndy Liévano S., Sandra Raga E., Jazbleidy Valencia O. y Jenyffer Varón R.
Nahir Rodríguez de Salazar y Pedro Galvis.
Profesores asesores

[1]Universidad Pedagógica Nacional, Calle 72 Nº 11-86, Tel: 57 (1) 3471190 ext. 437, Bogotá, D.C., Colombia.
Proyectocaa@gmail.com, cocmunicando.jimdo.com

Resumen: El blog Cocmunicando, utilizado con propósitos pedagógicos, es una opción tecnológica de libre acceso que tiene como fin promover en el hogar el uso de la Comunicación Aumentativa y Alternativa, mediante el fortalecimiento de la interacción de padres de familia con hijos que presentan Síndrome de Down, Síndrome de Moebius o Retraso Psicomotor, usuarios de la Sala de CAA de la Universidad Pedagógica Nacional de Bogotá, Colombia.
Su diseño toma en cuenta dos campos de conocimiento: Currículum de Orientación Cognoscitiva –COC– y Comunicación Aumentativa y Alternativa – CAA.

Palabras Clave: Tecnología de la Información, Enseñanza y Formación, Comunicación Interactiva, Comunicación No Verbal, Familia.

1. Introducción

La siguiente propuesta está orientada a la *enseñanza-aprendizaje* de la Comunicación Aumentativa y Alternativa en niños y niñas no verbales, usuarios de la Sala de CAA con capacidades diferentes –Síndrome de Down, Síndrome de Moebius y Retraso psicomotor–, quienes presentan baja interacción comunicativa debido, en parte, a las pocas expectativas que tienen los padres sobre sus potencialidades y el desconocimiento de otras maneras de comunicar, con lo cual se ve limitado la relación con el mundo social.
Desde el proyecto emerge la necesidad de considerar el aporte tecnológico para diseñar un blog interactivo de libre acceso, denominado *Cocmunicando,* que fomenta el aprendizaje de la CAA desde el hogar tanto de padres como de niños.
El blog retoma la fábula *El Renacuajo Paseador*, tema central del proyecto pedagógico que los niños trabajan en la Sala de CAA, permite fortalecer las relaciones Universidad-Familia y da continuidad al proceso de enseñanza de la comunicación que se realiza todos los jueves de 8 a 11 de la mañana en la UPN, tiempo insuficiente para atender todas las necesidades de los niños. Por esta razón, *Cocmunicando* generó como estrategia didáctica la posibilidad de acceder al ambiente comunicativo y pedagógico creado en el blog para que los niños, junto con padres y demás familiares, accedan, desde sus hogares, en el momento que lo consideren necesario.

2. Metodología

El proyecto *Cocmunicando d*efinió las siguientes fases de investigación:

Fase exploratoria:

El proceso dialógico con padres de familia confirmó las necesidades comunicativas de ellos y sus hijos, y permitió conocer el grado de analfabetismo lecto-escrito y computacional de los padres, que resultó esencial para direccionar las temáticas abordadas en los talleres y determinar la manera de hacer accesible el blog a través de instrucciones e informaciones orales durante el proceso de navegación.

Con base en la identificación de necesidades, se adaptó un blog de libre ingreso, alojado en la web, que permite compartir material adaptado: cuentos, canciones, fotografías, videos, textos y artículos, y además se dispuso una ventana para que los padres compartan sus experiencias. Fundamentalmente, el blog compila las actividades desarrolladas en la Sala.

Figura 1. Alfabetización Tecnológica.

Fase de diseño y elaboración del blog

Figura 2. Captura de pantalla del Blog *Cocmunicando*

El diseño del blog, tal como aparece en la captura de pantalla de la Figura 2, precisó de la elaboración de un ambiente dispuesto con base en el modelo pedagógico de orientación cognitiva, para garantizar la navegación, de acuerdo con el interés de cada usuario, por las diferentes pestañas –Menú de Inicio, fotos, material adaptado, canciones, videos, cuentos, juegos, lecturas de interés, noticias y comentarios– y brindar información del sentido y contenido del blog a través de la imagen de una persona que simula hablar.

En la pestaña *Inicio,* el usuario encuentra un video sobre la rutina diaria; en *Fotos,* el registro gráfico de cada sesión; en *Material Adaptado,* cuentos, loterías, rompecabezas, bloques lógicos, dominós e imágenes que aluden a elementos de la fábula **El renacuajo paseador**; en *Canciones* aparece material fílmico adaptado con pictogramas y lengua de señas; en *Videos,* la recopilación de experiencias pedagógicos trabajadas con los niños y sus familias durante distintos momentos; en *Juegos,* el usuario puede disfrutar actividades lúdicas e interactivas; en *Lecturas de Interés* se alojan documentos que informan sobre aspectos legales y políticos en torno a los derechos de las personas con discapacidad; en *Noticias* se accede a información relacionada con eventos de distinto orden; finalmente, en *Comentarios,* los visitantes pueden exponer sus puntos de vista.

Fase de implementación

En esta fase se consideró prioritaria la formación de los padres en el uso del blog; a través de distintas sesiones de trabajo se capacitó a los usuarios en: Uso básico del computador, navegación por internet, creación de direcciones electrónicas y manejo del blog.
La formación implicó poner en práctica lo aprendido en ambientes externos a la Universidad; para ello, los padres recurrieron a indagar, en sitios cercanos a sus viviendas, las posibilidades de acceso a estas tecnologías, que hicieran posible la conectividad con el blog y la comunicación con el equipo que les capacitó.
El proceso formativo, basado en estrategias para la exploración y el descubrimiento, fue asimilado lentamente por los padres de familia, debido a dificultades de edad, práctica, motivación y tiempo. Sin embargo, la mayoría de ellos ha mostrado interés y recurrido a su uso de manera autónoma, ante la preocupación por el desarrollo comunicativo de los hijos.

3. Resultados y discusión

El blog *Cocmunicando* se ha convertido en un espacio accesible que permite la navegación de los niños en compañía de sus familiares. El progreso que muestran en la capacidad para saludar, despedirse, expresar necesidades e intereses, responder preguntas sobre contenidos de canciones, cuentos y demás temáticas desarrolladas en cada área de trabajo se debe, en parte, al impacto de la práctica que realizan con sus familias, y señala el valor que le otorgan al uso de este tipo de tecnologías, dada su eficiencia en los procesos de desarrollo comunicativo de los hijos, tal como se evidencia por el número de visitas y comentarios.
Según el reporte de los padres, la visualización y representación de actividades desarrolladas a través del blog son identificadas por los niños, quienes recurren a la expresión deíctica, gestual y corporal como respuesta a la experiencia comunicativa y pedagógica vivida en la Sala de CAA de la Universidad Pedagógica.
El ambiente del blog ha servido para transformar el pensamiento de los padres hacia las capacidades de los hijos; del mismo modo, ha generado mejores actitudes hacia la CAA y su importancia en la vida cotidiana. Por su parte, los niños muestran mayor deseo de mantenerse en la plataforma, con lo cual se reitera la importancia de la ecuación *Tecnología-CAA-COC,* en favor del aprendizaje activo y del impacto en el hogar.

4. Conclusiones y trabajos futuros

El diseño e implementación de un blog interactivo para la enseñanza de la CAA ha sido una herramienta tecnológica novedosa que ofrece diversas alternativas y ventajas desde diferentes aspectos: pedagógico, en tanto hace posible el aprendizaje a distancia y colaborativo, el uso de material y recursos digitalizados para facilitar el aprendizaje de la comunicación y el fomento de la interacción; cognitivo, porque contribuye a consolidar procesos de memoria, atención, percepción, simbolización, representación y comprensión, y social, en cuanto proporciona oportunidades de decidir, compartir, expresar y trasformar su realidad como sujeto educable y miembro de la sociedad.
La experiencia de los padres en el blog impulsa mejores acciones frente a su compromiso con los hijos y eleva sus motivaciones, intereses y capacidades, además de ampliar las posibilidades de interlocución con otras familias, amigos y sociedad en general, alrededor de la importancia de la comunicación y el uso de sistemas distintos del habla.

Se espera que el Blog *Cocmunicando* se consolide como herramienta pedagógica y tecnológica para la transformación de las prácticas educativas en procesos de enseñanza de la CAA y su uso en distintos escenarios de actuación en la vida cotidiana.

En una siguiente fase será fundamental trabajar en favor de la constitución de redes sociales para promover, desde el blog, el uso de la CAA a través de interacciones virtuales que permitan compartir saberes y conocimientos tanto de ellos como de sus familias. Del mismo modo, dentro de la proyección se contempla la evaluación y rediseño del blog, de acuerdo con las demandas, intereses y motivaciones de los usuarios.

Referencias

[1]. Azevedo, Luis; Nunes, Margarida y Themudo, María. Inovacao curncular na implementasao de meios alternativos de comunicasao em enancas com deficiencia neuromtora grave. Lisboa, Portugal: Editor: secretariado nacional para la rehabilitacao e integracao das pessoas com deficiencia. 1999.

[2]. Azevedo L .M. A Model Based Aproach To Provide Augmentative Mobility to Severely Disable Children Through Assistibe Technology is Doctoral. Donostia. San Sebastián. 2006

[3]. Barocio, R. La formación docente para la innovación educativa. El caso de un currículum con orientación cognoscitiva. México D.F. Universidad Autónoma de México: Trillas. 1993

[4]. Del Río, M, Lenguaje y Comunicación en Necesidades Educativas Especiales. España, Barcelona: Martínez Roca. 1997

[5]. Hohmann, M. et al. Niños pequeños en acción Manual para educadores. México D.F: Trillas. 1995

[6].Sotillo M. Sistemas Alternativos de Comunicación. España Madrid. Trotta. 1993.

Uso de DTW en el Reconocimiento del Lenguaje de Signos

E. Blanco, V. Del Rosario, G. Castillo, J. Luna

PIELASI, Departamento de Ingeniería Electrónica y Electromecánica, Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra: Autopista Duarte Km 1 ½, Santiago de los Caballeros, Republica Dominicana, Tel. 1-809-580-1962, x 4072 e-mail: eblanco@pucmmsti.edu.do

Resumen. En este artículo se presenta un método de reconocimiento gestual simple y efectivo por medio del uso de la técnica DTW (Dynamic Time Warping). Es una técnica muy utilizada en el reconocimiento del habla, y que hemos utilizado para extraer patrones de dispersión de un conjunto de signos temporales, propios del lenguaje de signos dominicano. Una vez extraídos estos patrones de dispersión, es sutilizada la técnica de PCA (Principal Componet Analysis) precisamente para el manejo del problema espacio-temporal de los signos cuando son captados por cámaras de video. A diferencia de HMM (Hidden Markov Model) cuya implementación y entrenamiento es mucho más complicado, con nuestra técnica se consiguen muy buenos resultados y de una manera simple.

Palabras clave: DTW, PCA, Reconocimiento gestual, Lenguaje de Signos

1. Introducción

Desde hace ya varios años que el Programa de Investigación en Electrónica Aplicada y Sistemas Inteligentes (PIELASI) se encuentra trabajando en varios proyectos de investigación financiados por el ministerio de Educación Superior Ciencia y Tecnología de República Dominicana a través del Fondo Nacional de Innovación y Desarrollo Científico y Tecnológico (FONDOCYT). Así, en 2010 se inician los trabajos de investigación para la implementación de un sistema de visión multi-cámara que permita reconocer e interpretar los gestos de una persona. Este proyecto, pretende beneficiar a la comunidad sordo-muda de la República Dominicana, como una manera de promover una mayor participación social de esta comunidad (Blanco et al., 2011). Se estima que alrededor de un 1% de la población dominicana padecen de algún problema de sordera (El Caribe, 2012). Como primera fase, ya se cuenta con el reconocimiento de signos asilados por medio del la clasificación de formas de la mano. En la primera fase se cuenta con un sistema de tracking de color para realizar la segmentación de las manos y cara, incluso para grande cambios de iluminación y en uso de ambientes exteriores (Blanco et al., 2013). El sistema cuenta además con un sistema multi-tracking espacial en tiempo real que dispone de un método de disociación de objetos, lo que permite eliminar la confusión cuando las manos se cruzan (Blanco et al., 2008). Además, se cuenta con un método efectivo de reconocimiento de signos aislados del alfabeto dactilológico, utilizando varios grupos de momentos invariantes y la técnica de PCA (Blanco et al., 2008). En esta nueva fase, se trabaja en el reconocimiento de signos temporales del diccionario de la lengua de signos dominicana, de la cual surge la propuesta que presentamos en este artículo.

Para el reconocimiento de signos temporales, existen algunas técnicas muy utilizadas que permiten realizar esta tarea. Por ejemplo, la técnica de HMM (Brashear et al., 2003) es una de las más utilizadas, sin embargo presenta una gran complejidad matemática y el uso de algoritmos complejos en el proceso de entrenamiento (Yang & Xu, 1994). En este artículo es utilizada la técnica de DTW (Muller, 2007) en lugar de HMM para el reconocimiento espaciotemporal. Aunque la DTW es una técnica ofrece información determinística de que tan similares son dos ondas que varían en tiempo y amplitud, para el grupo de muestras espaciotemporales de cada signo a reconocer se extraen lo que hemos llamado patrones de dispersión, tanto en tiempo como en amplitud, para de esta manera tratar el problema de una manera estocástica por medio de PCA (Blanco et al., 2008).

2. Metodología

Nuestro método de reconocimiento de signos temporales se basa en 5 fases principales: 2.1 Punto de partida, 2.2 Uso de DTW, 2.3 Extracción de patrones de dispersión, 2.4 Normalización y 2.5 Uso de PCA como proceso de clasificación. Estas fases se describen a continuación.

2.1. Punto de partida: Nuestra propuesta parte de que se dispone de un sistema efectivo multi-trackig espacial de las manos y cara, ya realizado en trabajos anteriores. Puesto que la cara es la parte del cuerpo que registra menor movimiento, su centro (como resultado del proceso de segmentación y ajuste de elipse) es tomado como referencia para obtener la posición relativa de ambas manos. Esto permite que independiente de que la persona gesticulante se desplace en la escena, se tengan trayectorias similares de los centros de las manos para cada realización de un mismo signo. En la Fig. 1 se muestra la segmentación de las manos y cara, y del ajuste de las elipses que realiza el tracking espacial.

Fig. 1. Sistema de tracking espacial de cada objeto (dos manos y cara).

2.2. Uso de DTW: El problema espaciotemporal inherente de los signos gestuales se resuelve utilizando la DTW. Existen varios métodos, nosotros hemos utilizado (Micó, 2007). Para cada signo S^A, S^B se toma un conjunto de M muestras temporales, así el signo A queda: S_n^A; n=1,2,… M_A. Donde cada una de las muestras puede tener un número de frames (N_F) diferente. De este grupo de muestras temporales, para cada signo $X \in \{A, B, \ldots\}$ es seleccionada la muestra de referencia, S_p^X, la cual minimiza la distancia resultante de la DTW de esta con todas las demás muestras de ese signo *X*.

2.3. Extracción de patrones de dispersión: La DTW (Micó, 2007) ofrece como salida dos nuevas señales, (r_w, t_w), que están amarradas ("warped") una con la otra, con sus respectivas deformaciones y repeticiones de valores para poder hacer la correspondencia ("matching") entre las dos señales de entrada (r, t) (una es la de referencia S_p^X), lo que implica que $N_{Fw} >= N_F$. Es decir, N_{Fw} dependerá en cómo se vaya deformando la onda de salida para que se ajuste a la onda de entrada, lo que implica reproducir, en muchos casos, un mismo valor de amplitud durante varios frames. De esta manera, para proporcionar constancia entre el N_{Fw} de cada muestra espacio-temporal de un signo, se procede a extraer información tanto en la diferencia temporal, como en la espacial y así tener un patrón de dispersión por cada eje (x,y) del plano imagen de un N_{Fw} fijo. Estas desviaciones, representan lo que hemos llamado patrones de dispersión ya que representan la dispersión espacio-temporal de cada signo (de M > 97 muestras) y representan la parte estocástica de nuestro sistema. En la Fig 2. Se muestra un conjunto de M=100 muestras temporales, del eje x, de un sino S determinado, con sus respectivos patrones de dispersión, tanto en tiempo como en amplitud.

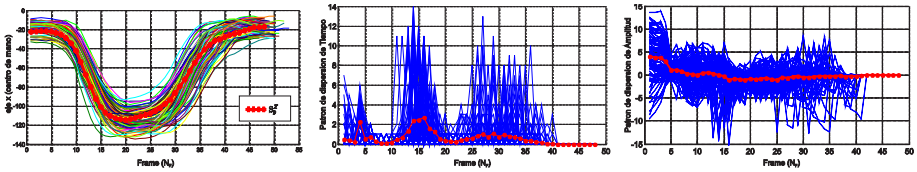


Fig. 2. Muestras espacio-temporales del eje x de un signo. Extracción de los patrones de dispersión, tanto en la variable de Tiempo, como de Amplitud.

2.4. Normalización: Estos patrones de dispersión en tiempo y en amplitud, son normalizados con una función del tipo logarítmica (Kamruzzaman & Aziz, 2002), para proporcionar igual peso de contribución entre las desviaciones de tiempo y amplitud de ambos ejes, además de eliminar datos espurios que puedan provenir.

2.5. Uso de PCA: Puesto que se cuenta con un conjunto de datos que expresan las desviación de cada muestra espacio-temporal respecto de la de muestra de referencia, y cuya dimensión en número de frame (N_{Fw}) siempre es la misma, es posible obtener una matriz de covarianza por cada grupo de patrón de dispersión, es decir, tanto en tiempo como en amplitud. De esta manera el uso de PCA, es inmediato una vez obtenidas las matrices de covarianzas. Nuestro proceso de clasificación implementado, por medio de los errores de recuperación de PCA, es similar a la presentada en (Blanco, 2008) para el reconocimiento de signos aislados. En este nuevo caso la diferencia radica en que los vectores media se convierten ahora en las muestras de referencia $\mathrm{S}_{\mathrm{p}}^{X}$; $X \in \{A,\ B,\ \ldots\}$, y las desviaciones para obtener las matrices de covarianzas, se obtienen mediante una función que extrae los patrones de dispersión. El error de recuperación que discrimina, es expresado como la suma cuadrática del los errores de recuperación de PCA aplicado, tanto a la variable de tiempo como de amplitud.

3. Resultados y discusión

Para realizar nuestras pruebas experimentales, se ha elegido un número de 8 signos temporales del diccionario dominicano de sordo-mudos (SEE, 2009). Por el momento se han considerado sólo signos que puedan realizarse con una sola mano. En la Fig.3 se puede observar el trazo de 8 de los signos de prueba.

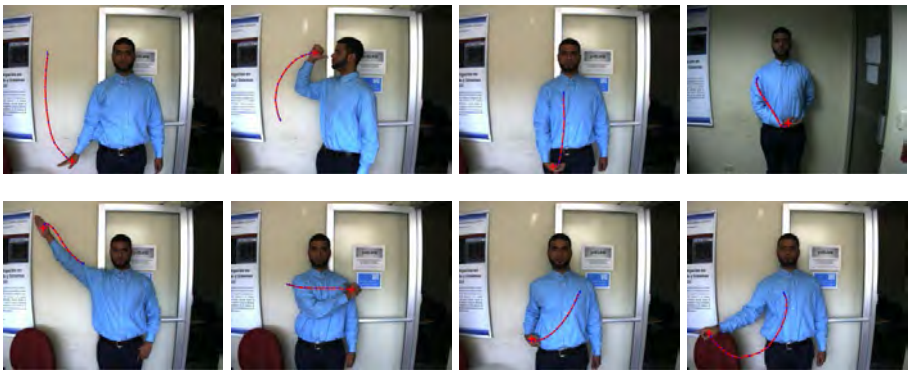


Fig. 3. Muestra de 8 de los signos temporales entrenados: 1) Bajo, 2) Beber, 3) Bonito, 4) Cansado, 5) Hola, 6) Nosotros, 7) Querer y 8) Ustedes.

Para el proceso de entrenamiento, se tomaron entre [93-102] muestras por cada signo, para diferentes posiciones de la persona gesticulante delante de la cámara. En la Tabla 1 se muestra la matriz de confusión para los 8 signos. Se puede ver como nuestro sistema de reconocimiento, tiene muy buen acierto, en este caso para los datos de entrenamiento de un rendimiento global de P_e=99.3%. La Tabla 2 muestra la matriz de confusión para datos reales. Esta vez, el rendimiento global del clasificador está en un P_r=91.5%.

Tabla 1. Matriz de confusión como resultado de nuestro proceso de clasificación para datos de entrenamiento

Signo	Bajo	Beber	Bonito	Cansado	Hola	Nosotros	Querer	Ustedes
Bajo	**98**	0	0	0	0	0	0	0
Beber	0	**99**	0	0	0	0	0	0
Bonito	0	0	**94**	0	0	0	0	0
Cansado	0	0	3	**99**	0	1	0	0
Hola	0	0	0	0	**97**	0	0	0
Nosotros	0	0	0	0	0	**93**	0	0
Querer	0	0	0	0	0	0	**97**	0
Ustedes	0	0	0	0	0	0	1	**102**

Tabla 2. Matriz de confusión como resultado de nuestro proceso de clasificación para datos reales

Signo	Bajo	Beber	Bonito	Cansado	Hola	Nosotros	Querer	Ustedes
Bajo	**30**	0	0	0	0	0	0	0
Beber	0	**22**	0	1	6	1	0	0
Bonito	0	0	**24**	3	0	0	3	0
Cansado	0	0	0	**30**	0	0	0	0
Hola	0	0	0	0	**28**	2	0	0
Nosotros	0	0	0	0	0	**30**	0	0
Querer	0	0	0	0	0	0	**30**	0
Ustedes	1	0	0	0	0	5	1	**23**

4. Conclusiones y trabajos futuros

Se ha presentado un método de reconocimiento de signos temporales del diccionario dominicano de sordomudos de fácil implementación y de gran efectividad. Según los resultados experimentales, se demuestra que el uso de DTW para extraer patrones de dispersión espaciotemporales es viable si se maneja esta información de forma estocástica por medio de la técnica PCA. Nuestro éxito en esta propuesta, radica en manejar tanto la parte temporal como la parte espacial de los signos realizados con la mano de manera estocástica con el uso de PCA. Como trabajo futuro queda experimentar el performance de nuestro método obteniendo, por medio de alguna expresión matemática, una señal en un solo un eje espacio temporal que represente al signo, y no como desplazamientos en los dos ejes del plano imagen (x,y). Esto reduciría el número de matrices de transformación de PCA a utilizarse por cada signo. Se debe también extender el sistema para fusionar información proveniente de ambas manos, y ofrecen una clasificación conjunta para estos signos que son más complicados, además de fusionar la información proveniente del sistema de clasificación de signos aislados de las manos del cual ya se dispone.

5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido soportado por el Ministerio de Educación Superior Ciencia y Tecnología (MESCYT) a través del programa FONDOCYT 2009 (Ref. 63-2009). Los autores también quieren expresar su gratitud al Departamento de Ingeniería Electrónica y Electromecánica de PUCMM (ITE/IEM) y la Vicerrectoría de Investigación e Innovación (VII) de PUCMM.

Referencias

Blanco, E., Del Rosario, V., Hiraldo, M. & Ascariz, J.M. (2011). Propuesta de Reconocimiento del Lenguaje de Signos Dominicano. VI Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (IBERDISCAP 2011), Palma de Mallorca, España, 2011.

El Caribe (2012). http://www.elcaribe.com.do/2012/07/31/ldquohablamos-lengua-senas-para-que-todos-nos-veanrdquo, consultado en 2013.

Brashear, H., Starner, T., Lukowicz, P., & Junker, H. (2003). Using Multiple Sensors for Mobile Sign Language Recognition, Proceedings 7th IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2003.

Blanco, E., Castillo, G., Del Rosario, & Luna, J. (2013). Tracking de Color en Segmentaciones de Secuencia de Imágenes, IX Congreso Científico Internacional Interdisciplinario de Investigación Científica, Ministerio de Educación Superior Ciencia y Tecnología (MESCYT), Rep. Dom., 2013.

Blanco, E., Mazo, M., Bergasa, L.M. & Ascariz, J.M. (2008). Tracking y Clasificación Gestual para el Reconocimiento del Lenguaje de Signos en Tiempo Real, V Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (IBERDISCAP 2008), Cartagena de Indias, Colombia, 2008.
SEE (Secretaría de Estado de Educación) (2009), Aprendiendo las señas básicas, Serie Lengua de Señas Dominicanas, Santo Domingo, Rep. Dom., 2009.
Yang, J. & Xu, Y., (1994). Hidden Markov Models for Gesture Recognition, Carnegie Mellon University, May 1994.
Muller, M. (2007). Information Retrieval for Music and Motion, Springer, 2007.
Micó, P. (2007). Continuous Dynamic Time Warping, http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/16350-continuous-dynamic-time-warping/content/dtw.m, consultado en 2013.
Kamruzzaman, J. & Aziz, S.M. (2002). A note on activation function in multilayer feedforward learning, Proc. International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN '02), 2002.

Dispositivo de Bajo Costo para el Tratamiento de Acúfenos

A. J. Uriz[1], P. D. Agüero[2], J. C. Tulli[2], J. Castiñeira Moreira[1], E.L. González[2] y R. M. Hidalgo[2]

[1]CONICET – Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata,
Dirección: Juan B. Justo 4302. CP 7600. Mar del Plata, Argentina
Email: ajuriz@conicet.gov.ar
[2]Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata,
Dirección: Juan B. Justo 4302. CP 7600. Mar del Plata, Argentina
Email: pdaguero@fi.mdp.edu.ar

1. Introducción

Un acúfeno es una dolencia en la cual un individuo percibe un sonido que no ha sido generado por ninguna fuente externa. Esta condición auditiva puede tener origen congénito o ser causado por algún tipo de trauma [1]. En los últimos años debido al uso inapropiado de dispositivos reproductores de música, se ha incrementado el número de personas que padecen de esta dolencia.

Esta condición origina un deterioro en la calidad de vida del individuo, debido a que constantemente esta percibiendo un sonido, el cual perjudica su desempeño en actividades cotidianas y durante su período de descanso.

Si bien existen métodos para aliviar los trastornos de las personas que padecen acúfenos, ninguno ha sido desarrollado exclusivamente para este propósito. En esta línea se pueden encontrar medicamentos [2] y tratamientos quirúrgicos [3] que se utilizan para atenuar los efectos de esta dolencia.

En los últimos años se han desarrollado técnicas [4, 5, 6] basadas en sonidos que reducen la percepción del acúfeno. Este tipo de terapias están basadas en el fenómeno de enmascaramiento espectral entre componentes [7, 8]. El problema es que generalmente estas técnicas sintetizan el sonido enmascarador utilizando programas preestablecidos, pero no consideran la condición particular del usuario del sistema.

El objetivo de este trabajo es presentar un dispositivo de asistencia auditiva que permita mejorar la calidad de vida de personas que padecen de acúfenos. Además, se ha desarrollado un método que puede sintetizar sonidos en base a la dolencia particular que padezca el usuario. Los algoritmos han sido implementados en un dispositivo de asistencia auditiva de bajo costo desarrollado por el grupo de investigación en base a un procesador digital de señales de Microchip [9].

El trabajo se organiza de la siguiente manera: en la Sección 2 se describe la metodología utilizada para mejorar la calidad de vida de individuos que padecen acúfenos. En la Sección 3 se presentan experimentos realizados en computadora y debido a que los mismos permiten obtener resultados satisfactorios, se presenta la implementación del método en un procesador digital de señales (DSP) de bajo costo. Por último, en la Sección 4 se presentan las conclusiones del trabajo y las líneas de investigación a seguir en el futuro.

2. Metodología

El objetivo de este trabajo es presentar un dispositivo para el tratamiento de acúfenos, en el cual a su vez se implementará una técnica que busca optimizar el tratamiento de dichas patologías. Si bien se desconoce el origen de este fenómeno, en muchos casos es tratado mediante medicamentos e incluso métodos terapéuticos.

En lo últimos años se han desarrollado métodos para el tratamiento de acúfenos que se basan en el enmascaramiento espectral. En dicho fenómeno, el oido reduce la percepción de un sonido, o incluso lo deja de percibir, por la acción de otro sonido. Por ello, se han desarrollado terapias basadas en este fenómeno fisiológico, las cuales buscan reducir la percepción del acúfeno generando otro sonido mediante una fuente externa.

De esta forma, existen terapias basadas en música de relajación, las cuales incluyen sonidos naturales tales como lluvia, cascadas y otros similares. Siguiendo esta línea, se han desarrollado métodos terapéuticos que enmascaran el acúfeno mediante la utilización de sonidos compuestos por ruido filtrado de acuerdo al diagnóstico realizado por el especialista. Este tipo de terapias están disponibles en algunos dispositivos de asistencia auditiva comerciales [10, 11].

El problema que traen aparejados este tipo de métodos, es que debido a que generalmente por características constructivas, los filtros utilizados para filtrar el ruido tienen un ancho de banda superior al necesario para enmascarar al acúfeno, por lo que además de enmascararlo, también enmascaran otros sonidos espectralmente cercanos. Esto puede producir una disminución en la inteligibilidad de la voz por parte del individuo, debido a que se podría reducir la percepción de formantes importantes de la misma.

Por ello, en este trabajo se implementó un algoritmo que genera ruido blanco aditivo gaussiano (AWGN), el cual es filtrado en base a los requerimientos del usuario. Los mismos son establecidos por el especialista en fonoaudiología, el cual determina el umbral de enmascaramiento del acúfeno [1]. En base a estas especificaciones se implementa un filtro el cual es responsable de filtrar el ruido que debe enmascarar al acúfeno, pero no a otros sonidos espectralmente adyacentes. Con el fin de obtener la forma del filtro que enmascare de forma óptima el acúfeno, se utilizó un simulador de deficiencias auditivas desarrollado por el grupo [12]. Este simulador permite a partir de la carga de las características del acúfeno, calcular el umbral de enmascaramiento del mismo.

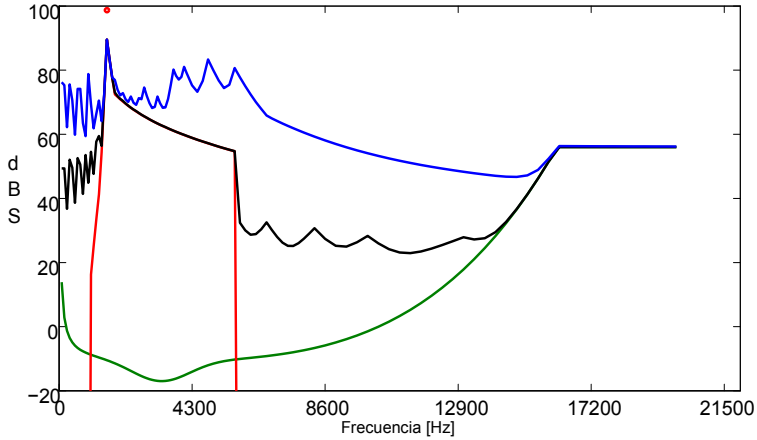


Figura 1. Variación del umbral absoluto de audición originado por el acúfeno

En la Figura 1, en trazo verde continuo se presenta el umbral absoluto de audición de una persona joven, saludable desde el punto de vista auditivo en un ambiente en silencio. En trazo rojo punteado se aprecia el umbral de enmascaramiento originado por un acúfeno compuesto por un tono de frecuencia 1500Hz y una energía de 90dB SPL. La línea de color azul en trazos largos y cortos se muestra cómo varía el umbral absoluto de audición del individuo si se utiliza ruido blanco aditivo gaussiano para enmascarar el acúfeno. La energía del ruido generado es igual a la del acúfeno y su ancho de banda es similar al enmascaramiento producido por el mismo. Por otro lado, en trazo negro rayado se presenta el umbral absoluto de audición resultante de aplicar la técnica propuesta. La misma utiliza ruido blanco aditivo gaussiano, pero en este caso es filtrado utilizando un filtro con la misma forma espectral que la curva en trazo rojo punteado. Puede verse que la curva en trazo negro rayado está por debajo de la curva azul en trazos largos y cortos. Esto implica que las componentes espectrales del sonido, cuya energía este contenida en el intervalo entre estas dos curvas no serán percibidas utilizando el método de enmascaramiento de acúfenos tradicional, pero si serán percibidas utilizando el método propuesto.

Un esquema del método propuesto se presenta en la Figura 2. Donde se puede ver que el sistema se divide en dos etapas: una primera etapa de entrenamiento, donde mediante el uso del simulador se parte del

diagnóstico del especialista y se calculan los parámetros del filtro a utilizar. Por otro lado, en la etapa de operación del sistema, dichos parámetros se cargan en el dispositivo de asistencia auditiva de forma tal que el ruido generado se filtre de acuerdo a las necesidades del individuo.

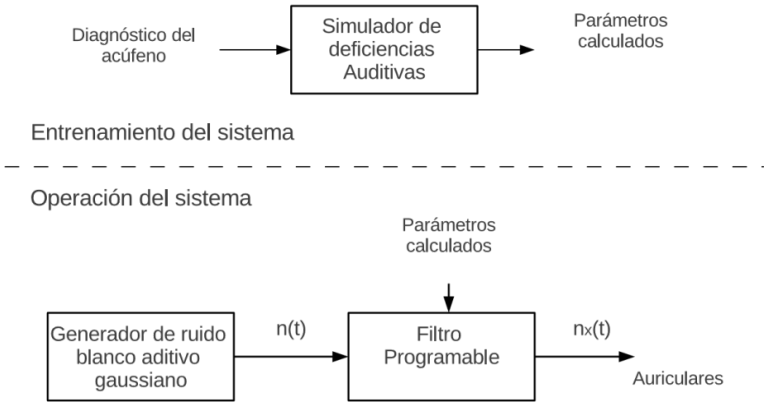


Figura 2. Esquema del método propuesto

En la siguiente sección se describen los experimentos realizados para analizar en rendimiento del método y además, se presenta la implementación llevada a cabo en el dispositivo de asistencia desarrollado.

3. Experimentos realizados

3.1. Experimentos subjetivos

Se realizaron experimentos con el fin de validar la hipótesis propuesta. En ellos, 15 voluntarios, los cuales aceptaron un consentimiento informado, fueron consultados acerca de un conjunto de 100 audios compuestos por una palabra a la cual se le sumo un acúfeno de forma sinusoidal, espectralmente ubicado en f=1500Hz. Además, con el fin de evaluar el funcionamiento de las técnicas, para cada uno de los audios se obtuvieron cuatro variaciones del mismo, cada una utilizando una de las cuatro técnicas para enmascaramiento de acúfenos bajo estudio:

1: Ruido aditivo blanco gaussiano sin filtrar.

2: Sin tratamiento. El acúfeno se percibe tal como lo oiría una persona con esta condición.

3: Ruido blanco aditivo gaussiano, filtrado utilizando un filtro rectangular con ancho de banda similar al umbral de enmascaramiento del acúfeno (método de referencia).

4: Ruido blanco aditivo gaussiano filtrado utilizando la técnica propuesta.

Los audios evaluados fueron extraídos de la base de datos del Dr. Tato [13], la cual es utilizada en Argentina para el análisis de este tipo de dolencias.
Los voluntarios evaluaron cada audio con puntajes del 1 al 5, tanto en inteligibilidad (1: audio ininteligible – 5: totalmente inteligible) y enmascaramiento del acúfeno (1: el acúfeno se percibe completamente – 5: el acúfeno no se percibe). En base a los resultados se calculó la medida MOS (mean opinión score) para cada caso. En la Tabla 1 se presentan los resultados del experimento.

Método	MOS-Enmascaramiento	MOS – Inteligibilidad
1- Ruido sin filtrar	3,80	3,45
2- Sin tratamiento	1,50	3,95
3- Referencia	3,85	3,25
4- Propuesto	**3,90**	**3,85**

Tabla 1. Resultados del experimento subjetivo

En la Tabla 1, se puede apreciar el resultado del experimento. En la tercera fila, se puede ver que sin el agregado de ninguna técnica de tratamiento de acúfenos, se obtiene el menor valor de enmascaramiento y el valor más alto de inteligibilidad. Por otro lado, en la segunda y cuarta fila, se aprecia que las técnicas de referencia obtienen valores altos de enmascaramiento, pero a costas de una pérdida en la inteligibilidad. Finalmente, en la quinta fila, se aprecian los resultados del método propuesto. Se puede ver que este método obtiene valores de enmascaramiento tan elevados como los métodos de referencia, pero con un nivel de inteligibilidad comparable a la situación donde no se aplica tratamiento. Por lo tanto, el método propuesto obtiene la mejor relación entre enmascaramiento e inteligibilidad, de los métodos bajo estudio.
Debido a los resultados obtenidos en este experimento, se procedió a implementar el algoritmo en el dispositivo desarrollado, el cual se describe a continuación.

3.2. Implementación en un DSP

Para el desarrollo de este dispositivo se ha utilizado el dsPIC33EP512MU810 [9], el cual permite implementar las funcionalidades de un dispositivo de asistencia auditiva comercial. Las características más importantes de este desarrollo se listan a continuación:

- Máxima velocidad de operación: 70 Millones de Instrucciones por Segundo (MIPS). - 512KB de memoria de programa.
- 52KB de memoria de datos.
- Interfaces de comunicación: USB, SPI, I2C e I2S, entre otras.
- Fuente de alimentación: 3,3V.
- Dispone de hasta 4KB para acceso directo a memoria (DMA).
- Puede ser programado utilizando compiladores cruzados basados en lenguaje C [15] lo que facilita notablemente la implementación de diversas funcionalidades.

Además, en el diseño de este prototipo se utilizó el codec de audio PCM3052A de Texas Instruments [14]. Este dispositivo cumple la función de adquirir las señales de audio, acondicionarlas y transmitirlas al microcontrolador que se encarga de procesarlas. Una vez finalizado el procesamiento, el microcontrolador envía la información a través de un enlace digital al codec, el cual genera la señal analógica de salida. La ventaja de este diseño es que permite separar la etapa analógica de la etapa digital del sistema. Esto contribuye a reducir considerablemente los niveles de ruido existentes en el sistema y por lo tanto a mejorar el rendimiento del mismo.
Además, el hecho de utilizar un codec integrado aumenta la consistencia entre el sistema diseñado y el obtenido. Las principales características del códec PCM3052A son:

- Conversores analógico a digital (ADC) y digital a analógico (DAC) de 24 bits.
- Entrada de micrófono monoaural. Salida de auriculares estéreo.
- Preamplificador de micrófono con ganancia variable.
- El codec PCM3052A dispone de dos interfaces:
- Interfaz de control utilizando el protocolo I2C, a través del cual el microcontrolador establece los parámetros para la operación del codec.
- Interfaz de datos bidireccional a través del protocolo I2S, que permite transmitir los datos entre el codec y el microcontrolador.

En el dispositivo de asistencia auditiva los datos son adquiridos por el conversor analógico a digital del codec, son acondicionados y luego son enviados a través del enlace I2S al dsPIC. Este los procesa y la señal resultante es enviada nuevamente por el bus I2S al codec, el cual se encarga de convertirla en una señal analógica amplificada para ser reproducida utilizando auriculares. El canal I2S del microcontrolador está configurado para operar con acceso directo a memoria (DMA), por este motivo la adquisición y el procesamiento de la señal es realizada por separado. Un esquema de la implementación realizada se presenta en la Figura 3.

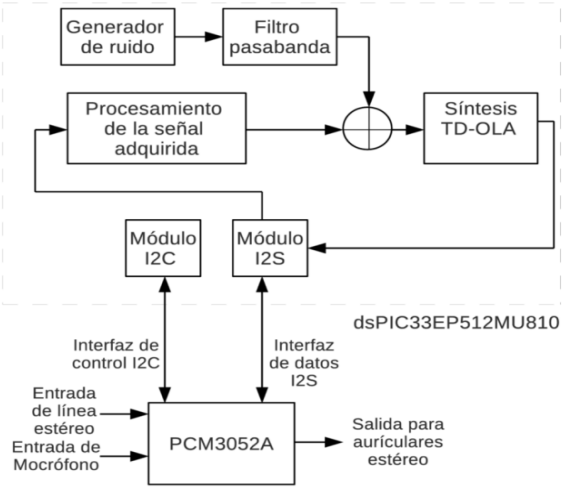


Figura 3. Esquema del dispositivo implementado.

En la Figura 3 puede verse que, en este caso, la señal es adquirida, y se le suma el ruido generado de acuerdo a las condiciones descriptas previamente. Luego, la señal es enviada a través del enlace I2S al codec, el cual la sintetiza con el fin de que sea percibida por el usuario a través de auriculares.
En la Figura 4 se presenta una fotografía del prototipo desarrollado.

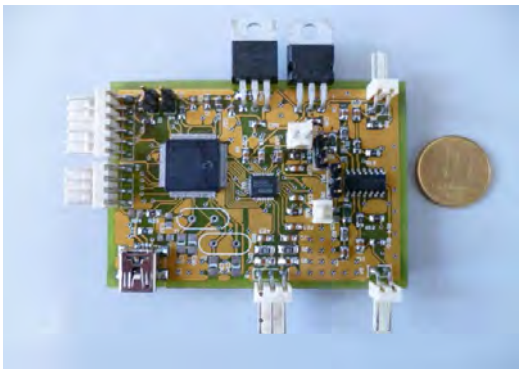


Figura 4. Fotografía del prototipo desarrollado

Las mediciones de recursos utilizados por esta implementación se presentan en las Tablas 2 y 3. Para estas mediciones, se utilizaron segmentos de 256 muestras, modo estéreo y una frecuencia de muestreo de 16kHz.

Comunicación I2S	Generación de ruido	Otros procesos	Adquisición
61uS	1,2ms	2,07ms	15,63ms

Tabla 2. Tiempos requeridos por la comunicación I2S, algoritmo de generación de ruido filtrado, procesos adicionales y de adquisición.

En la Tabla 3, el tiempo de adquisición es superior a la suma de los tiempos de procesamiento. Por lo que el sistema opera en tiempo real.

Memoria RAM	Memoria DMA	Memoria ROM
37%	100%	4%

Tabla 3. Uso de memoria de la implementación.

En la Tabla 3 se puede apreciar que el algoritmo desarrollado puede implementarse en el dispositivo, y que además existe una cantidad de memoria de datos (RAM) y de programa (ROM) remanente.
Debido a los resultados que se obtuvieron en el experimento, es posible concluir que se podrían implementar en el dispositivo otras funcionalidades existentes en un dispositivo de asistencia auditiva de alta gama, tales como extensión de audibilidad, reducción de ruido y localización de locutor.

4. Conclusiones

En este trabajo se presentó el desarrollo de un dispositivo de asistencia auditiva para el tratamiento de acúfenos. Este dispositivo tiene la característica de ser programable de acuerdo a las necesidades del usuario y además ha sido construido de forma tal de que su costo de producción sea bajo.
Se presentó un algoritmo que mejora el rendimiento de los utilizados en otros dispositivos comerciales. Esto se debe a que permite obtener niveles de enmascaramiento similares a utilizar ruido blanco aditivo gaussiano sin filtrar, pero los niveles de inteligibilidad de otros sonidos son similares al caso donde no se aplica ninguna técnica de enmascaramiento. Este algoritmo además fue exitosamente implementado en el dispositivo desarrollado.
En el futuro se desea comercializar el dispositivo a escala local y en caso de ser posible transferir el desarrollo a otros grupos con el fin de hacer extensa la solución desarrollada a otros paises de la Región.

5. Agradecimientos

Los autores deseamos agradecer a CONICET, Universidad Nacional de Mar del Plata y Universidad FASTA por el financiamiento recibido a través de los proyectos: "*Secuencias caóticas digitales en procesamiento y encriptado de señales*", "*Análisis de señales destinados a mejorar la calidad de vida*" y *"Estudio de la relación entre un Sistema informático de Análisis acústico de la Escala de evaluación cualitativa RASATI"*, respectivamente. Además, agradecemos a la fonoaudióloga Lila Rovedo y al Dr. Ing. Enrique Spinelli por su colaboración en este trabajo.

Referencias

[1] S. Holmes y N. D. Padgham, Ringing in the Ears: Narrative Review of Tinnitus and Its Impact, Biological Research for Nursing, Vol. 13, No.1, pp. 97-108, 2011.
[2] J. J. Shea y J. R. Emmett, The medical treatment of tinnitus, The Journal of Laryngology and Otology. Supplement Vol 1981, No. 4, pp. 130-138, 1981.
[3] A. B. Elgoyhen y B. Langguth, Pharmacological approaches to the treatment of tinnitus, Drug Discovery Today, Vol. 15, No. 7, pp. 300305, 2010.
[4] J. A. Henry, T. L. Zaugg, P. J. Myers y M. A. Schechter, Using therapeutic sound with progressive audiologic tinnitus management, Trends on amplification, Vol. 12, No. 3, pp.188-209, 2008.
[5] A. J. Schleuning y R. M. Johnson, Use of masking for tinnitus, The International Tinnitus Journal, Vol.3, No.1., pp. 25-29, 1997. [6] H. Feldmann, Masking of tinnitus - Historical remarks. In Proceedings III International Tinnitus Seminar, pp. 210-213, 1987.
[6] H. Fletcher, Auditory patterns. Rev. Mod. Phys. pp. 47-65, 1940.
[7] T. Painter y A. Spanias, Perceptual coding of digital audio. In Proceedings of the IEEE, Vol. 88, No. 4, pp. 451513, 2000.
[8] Microchip Inc., dsPIC33EPXXX(GP/MC/MU)806/810/814 and PIC24EPXXX(GP/GU)810/814, 16-Bit Microcontrollers and Digital Signal Controllers with High-Speed PWM, USB and Advanced Analog DSC. 2009.
[9] Widex Inc., http://www.widex.com/, Lynge, Denmark.
[10] Siemens Hearing Instruments, Introduction to tinnitus management, http://hearing.siemens.com, 2008.
[11] A.J. Uriz, P.D. Agüero, J. Castiñeira Moreira, J.C. Tulli y E.L. González, Simulador de deficiencias auditivas, Revista Iberoamericana de Automtica e Informtica e Industrial, Vol. 8 , No. 2 , pp. 52-62 , 2011.
[12] G. De Sebastian, J.J. Badaroco y D.G. Postan, Audiología Práctica, Ed. Médica Panamericana, 1992.
[13] Texas Instruments, PCM3052A Datasheet. 2005.
[14] Microchip Inc., 16-Bit Language Tools Libraries, 2005.

Análisis de la Voz Usando una Interfaz Web

Pablo D. Agüero[1], Alejandro J. Uriz[2], Juan C. Tulli[1] y Esteban L. González[1]

[1]Laboratorio de Comunicaciones, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata,
Dirección: Juan B. Justo 4302. CP 7600. Mar del Plata, Argentina
Email: pdaguero@conicet.gov.ar
[2]CONICET – Laboratorio de Comunicaciones, Facultad de Ingeniería,
Universidad Nacional de Mar del Plata,
Dirección: Juan B. Justo 4302. CP 7600. Mar del Plata, Argentina

1. Introducción

El análisis acústico de la voz mediante ordenadores ha alcanzado un importante desarrollo en los últimos tiempos gracias al progreso de los medios informáticos y la difusión alcanzada a través de éstos. Entre sus ventajas destaca el ser un método no invasivo de evaluación de la voz, ofreciendo la oportunidad de objetivizar la operación 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 por el contrario es altamente beneficioso desde el punto de vista de la comunicación lingüística. Sin embargo, esta capacidad es limitante cuando se trata de individualizar componentes acústicos que son relevantes desde una perspectiva clínica.

En algunas ocasiones, una adecuada percepción no puede compararse 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 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.

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[1,2]. Por ejemplo, medidas de perturbación de amplitud y frecuencia no deberían depender del software utilizado. Sin embargo, a pesar de que el jitter y el shimmer están definidos por fórmulas simples y estándar[3], existen diferencias observadas entre los diferentes valores numéricos debido a los valores estimados de frecuencia fundamental (F0) en que se basan estas fórmulas.

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 se puede 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 se pueda confiar en ellas [4].

En este artículo se describe un software para el análisis clínico del habla (SAV: Sistema de Análisis de la Voz)[5] que tiene dos variantes: en línea y aplicación.

2. Metodología

En las últimas décadas se ha difundido el uso de la computadora como herramienta objetiva para el análisis de la voz. Este tipo de sistemas de análisis procesan grabaciones de señales de voz, y permiten obtener un conjunto de medidas objetivas de la fonación. Algunos ejemplos de este tipo de herramientas son el Praat[6], el MultiDimensional Voice Program (MDVP)[7] y el Sistema de Análisis de la Voz (SAV)[8], este último en

continuo desarrollo en el Laboratorio de Comunicaciones de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.
SAV posee una gran variedad de parámetros, y el número de ellos está en constante expansión mediante el seguimiento de las publicaciones relacionadas con el estudio de voces patológicas.
Los parámetros disponibles son:

- Jitter y sus diferentes variantes: relativo (jittr), absoluto (jitta) y perturbación relativa promedio (jittrap y Jittppq5).
- Shimmer y sus diferentes variantes: relativo (shimr), absoluto (shima) y perturbación relativa promedio (shimrap y shimppq5).
- Relación de armónicos a ruido (HNR).
- Indice de fonación débil (SPI).

Para poder evaluar la voz disfónica a través de dichos parámetros numéricos, es importante definir previamente la voz normal de aquella que no lo es, y disponer de valores normativos de comparación. Como algunos autores señalan[9], en nuestro ámbito geográfico son muy escasos los estudios llevados a cabo en este sentido. Además, algunos valores de dichos parámetros pueden ser dependientes de los algoritmos usados por el software específico que los calcula [10,11], lo que hace más necesario, el disponer de normas específicas de los principales programas empleados en la clínica.
SAV es un software de análisis de la voz programado en lenguaje JAVA. El motivo para el uso de este lenguaje de programación fue 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 se ha utilizado JAVA es la posibilidad de contar con herramientas de desarrollo gratuitas, como es el caso de Netbeans y Eclipse, interfaces visuales de programación de aplicaciones en JAVA muy versátiles. Finalmente, la principal motivación en la utilización de JAVA ha sido ofrecer un software que se puede descargar gratuitamente, para llegar a la mayor cantidad de usuarios con independencia de sus posibilidades económicas.
Hoy en día SAV es un software en su versión beta, y posee siempre un canal abierto para críticas y sugerencias de los usuarios. Progresivamente incorpora los avances desarrollados tanto en nuestro laboratorio como en publicaciones relacionadas con el tema. Es necesario aclarar que SAV debe ser evaluado, calibrado y probado antes de que pueda ser utilizado por especialistas en el seguimiento de tratamientos de pacientes.
El funcionamiento de SAV es sencillo tanto en su versión aplicación como online. En la pantalla de la versión aplicación 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.
La pantalla principal de SAV (Figura 1) consta de una serie de elementos informativos tanto para el especialista como el paciente. En la parte superior se puede observar la señal de voz, acompañada a continuación por el espectrograma de la misma.
En la posición inferior izquierda se puede observar un gráfico radial que indica el valor de los diversos parámetros de la voz que calcula SAV para la fonación visualizada. Si el parámetro de encuentra en la región verde, esto indica que su valor pueder ser considerado normal. Por otra parte, si el valor del parámetro excede los límites del rango normal, este aparecerá en la región roja del gráfico radial.
En la misma pantalla también se muestra el conjunto de archivos de audio que se encuentran siendo estudiados por el especialista. Esto último resulta muy útil para poder observar la evolución del tratamiento tanto por el especialista como por el paciente, para notar el progreso.
En la posición inferior derecha puede verse una evaluación por parte del programa de la calidad de la grabación. Esto es otro aspecto que debe ser tenido en cuenta por parte del especialista para cuidar la calidad de la grabación. La mala calidad de una grabación puede perturbar la precisión de los parámetros estimados por SAV, y la evaluación objetiva podría ser incorrecta.

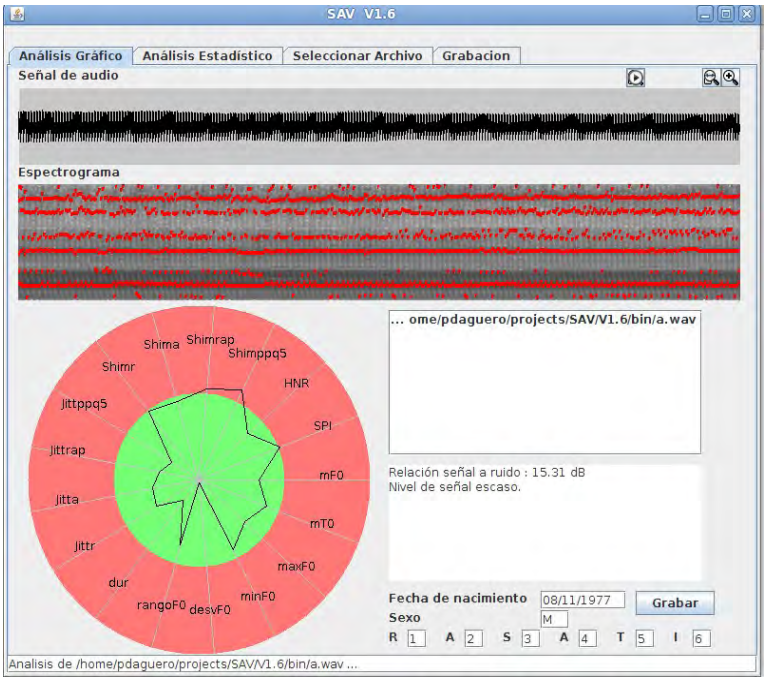
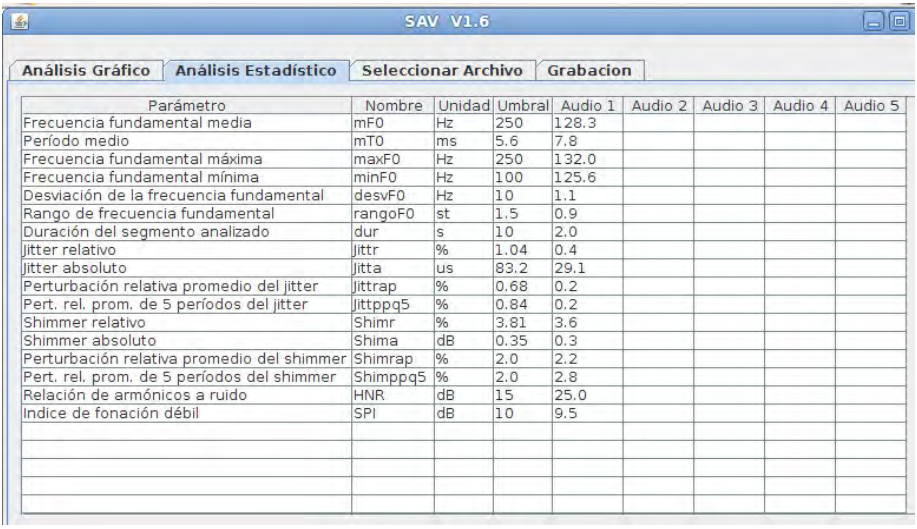


Figura 1

Presionando en la solapa de análisis estadístico es posible observar en una tabla los valores de los parámetros de la voz de los diferentes audios que están siendo analizados (Figura 2). Esto permite realizar una comparación más precisa de la evolución mediante valores numéricos, y también con respecto a los umbrales que permiten distinguir valores normales de los que no lo son.



SAV V1.6

Análisis Gráfico | Análisis Estadístico | Seleccionar Archivo | Grabacion

Parámetro	Nombre	Unidad	Umbral	Audio 1	Audio 2	Audio 3	Audio 4	Audio 5
Frecuencia fundamental media	mF0	Hz	250	128.3				
Período medio	mT0	ms	5.6	7.8				
Frecuencia fundamental máxima	maxF0	Hz	250	132.0				
Frecuencia fundamental mínima	minF0	Hz	100	125.6				
Desviación de la frecuencia fundamental	desvF0	Hz	10	1.1				
Rango de frecuencia fundamental	rangoF0	st	1.5	0.9				
Duración del segmento analizado	dur	s	10	2.0				
Jitter relativo	Jittr	%	1.04	0.4				
Jitter absoluto	Jitta	us	83.2	29.1				
Perturbación relativa promedio del jitter	Jittrap	%	0.68	0.2				
Pert. rel. prom. de 5 períodos del jitter	Jittppq5	%	0.84	0.2				
Shimmer relativo	Shimr	%	3.81	3.6				
Shimmer absoluto	Shima	dB	0.35	0.3				
Perturbación relativa promedio del shimmer	Shimrap	%	2.0	2.2				
Pert. rel. prom. de 5 períodos del shimmer	Shimppq5	%	2.0	2.8				
Relación de armónicos a ruido	HNR	dB	15	25.0				
Indice de fonación débil	SPI	dB	10	9.5				

Figura 2

3. Experimentos realizados

La utilización del SAV en su versión en línea es relativamente fácil. La información y el procesamiento de la misma se encuentra alojada en un servidor de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata. En la Figura 3 se puede ver la pantalla presentada al usuario.
De arriba hacia abajo, y de izquierda a derecha se pueden observar las siguientes herramientas e informaciones:

- Información del nombre del paciente y la fonación analizada. El sistema permite tener separadas las grabaciones de cada paciente.
- Listado de pacientes y la posibilidad de crear nuevos.
- Sistema de carga de grabaciones y realización de nuevas.
- Listado de audios del paciente.
- Anotaciones del especialista.
- Anotación de la evaluación subjetiva usando la escala RASATI del audio analizado.
- Forma de onda en el tiempo del audio analizado y espectrograma del mismo con detección de formantes.
- Gráfico radial de la evaluación objetiva de SAV, donde la región verde indica valores normales y la región roja indica la presencia de un valor anormal.
- Tabla con los valores de la evaluación objetiva de SAV.

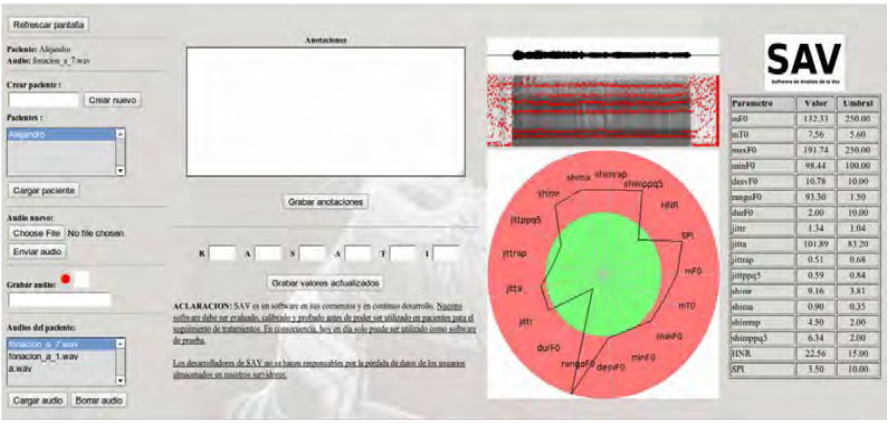


Figura 3

4 . Conclusiones

En este trabajo se presentó el desarrollo de un software para el análisis de la voz que complementa la evaluación subjetiva del especialista. El mismo posee dos formas de operación: aplicación y en línea. En este último caso el software puede ser utilizado mediante una interfaz web, y el almacenamiento y procesamiento de la información se realiza en un servidor remoto. De esta manera el software puede ser utilizado por el especialista tanto en computadoras como en dispositivos móviles.

5. Agradecimientos

Los autores deseamos agradecer a la Universidad Nacional de Mar del Plata y Universidad FASTA por el financiamiento recibido a través de los proyectos "*Análisis de señales destinados a mejorar la calidad de*

vida" y *"Estudio de la relación entre un Sistema informático de Análisis acústico de la Escala de evaluación cualitativa RASATI"*, respectivamente. Además, agradecemos a las fonoaudiólogas Graciela Moscardi y Lila Rovedo por su colaboración en este trabajo.

Referencias

[1] Deliyski, D., H. Shaw and M. Evans (2005). Influence of sampling rate on accuracy and reliability of acoustic voice analysis. Logopedics, Phoniatrics, Vocology 30, 55–62.
[2] Deliyski, D., H. Shaw and M. Evans (2006). Regression tree approach to studying factors influencing acoustic voice analysis. Folia Phoniatrica et Logopaedica 58, 274–288.
[3] Baken, R.J. (1987). Clinical Measurement of Speech and Voice.
[4] Gonzalez, J., T. Cervera and J.L. Miralles (2002). Análisis acústico de la voz: fiabilidad de un conjunto de parámetros multidimensionales. In: Acta Otorrinolaringóloga. Vol. 53. pp. 256–268.
[5] Agüero, P. D., J. C. Tulli, E. L. Gonzalez, A. Uriz, J. Garin and G. Aranda (2010). Robust estimation of jitter in pathological voices. 11th Argentine Symposium of Technology pp. 1650–1668.
[6] P. Boersma and D. Weenink, "Praat: Doing Phonetics by Computer", http://www.fon.hum.uva.nl/praat/.
[7] Multi-Dimensional Voice Program, www.kaypentax.com.
[8] P. D. Agüero, J. C. Tulli, E. L. González, A. J. Uriz y F. De La Cruz Arbizu, "SAV: un sistema de análisis acústico para la evaluación de la voz", en IBERDISCAP 2011. Palma de Mallorca, España. Junio, 2011.
[9] R. Fernández, D. Damborenea, P. Rueda, E. García, J. Leache, M.A. Campos, E. Llorente, y M. J. Naya, "Análisis acústico de la voz normal en adultos no fumadores", en Acta Otorrinolaringología, volumen 50, páginas 134-141, 1999.
[10] V. Parsa y D. Jamieson, "A comparison of high precision F0 extraction algorithms for sustained vowels", en Journal of Speech and Hearing, volumen 42, páginas 112-126, 1999.
[11] Ch. Read, E. Buder, and R. Kent, "Speech analysis systems: An evaluation", en Journal of Speech and Hearing, volumen 35, páginas 314-332, 1992.

Impressora de Gráficos em Alto-Relevo para Cegos com a Utilização Tinta de Emulsão Acrílica de Propriedades Expansivas

K. Colpes[1], R. Laranja[2], L. Eisermann[3]

[1]Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica – PROMEC. Rua Sarmento Leite, 425, Centro. Porto Alegre – RS – Brasil, Tel.: +55 51 8182-1193, karencolpes@gmail.com

[2]Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica – PROMEC. Rua Sarmento Leite, 425, Centro. Porto Alegre – RS – Brasil, Tel.: +55 51 3308-3749, FAX: +55 51 3308-3222, rafael.laranja@ufrgs.br

[3]Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS, Curso de Bacharelado em Engenharia de Controle e Automação – Escola de Engenharia. Rua Sarmento Leite, 425, Centro. Porto Alegre – RS – Brasil, lucas.eisermann@ufrgs.br

Resumo: Para deficientes visuais sem o adequado acesso ao computador e demais Tecnologias de Informação e Comunicação, os obstáculos encontrados no que se refere à educação, lazer ou emprego podem ser inúmeros. Os recursos audiovisuais frequentemente utilizados na educação para cegos ainda dão margem a compreensões equivocadas que podem vir a causar desânimo e falta de interesse por parte destes. Assim, é evidente a importância do uso de material didático adequado. Este trabalho propõe o desenvolvimento de uma impressora de gráficos em alto-relevo, permitindo a utilização da exploração tátil no aprender de conhecimentos matemáticos em escolas regulares, profissionalizantes e de ensino superior.

Palavras chave: Tecnologia Assistiva, Impressora de gráficos, Cegos, Ensino de Matemática.

1. Introdução

De acordo com a Organização Mundial de Saúde [1], cerca de 285 milhões de pessoas possuem deficiência visual, das quais 39 milhões são cegas e 246 milhões possuem baixa visão. No Brasil [2], aproximadamente 6,5 milhões compreende o número de pessoas que possuem grande dificuldade de enxergar e cegueira total.

Sabe-se que o processo de inclusão nas escolas é cada vez mais evidente e crescente, prova disto, em 2012 foi registrado um aumento de 9,1% no número de matrículas na Educação Especial Básica em relação a 2011 [3]. No entanto, em 2008, os deficientes visuais representavam apenas 0,13% dos 52,6 milhões de alunos matriculados na educação básica em escolas públicas e particulares do País [4]. Em 2012 o ensino superior apresentou quadro semelhante, pois, os 9,2 mil deficientes visuais (cegos e indivíduos com baixa visão) simbolizavam somente 0,13% dos 6,7 milhões de universitários [3]. As estatísticas oficiais apresentadas sobre os deficientes visuais no País mostram que uma parcela significativa desta população ainda não faz parte deste universo educacional.

Muito precisa ser feito para garantir que todas as crianças, jovens e adultos que não enxergam estejam incluídas nas redes de ensino. É perceptível que alguns limitadores ainda são encontrados no que tange à capacitação de professores para a inserção de alunos especiais em salas de aulas regulares, bem como na disponibilidade de materiais didáticos apropriados para auxiliá-los neste processo. Sabe-se que na educação para cegos, recursos audiovisuais, digitais e softwares interativos são amplamente utilizados pelas escolas. Entretanto, estes alunos ainda apresentam inúmeras dificuldades, tanto para a assimilação do conteúdo, quanto na utilização das Tecnologias de Informação e Comunicação (TICs) disponíveis. O que pode acarretar em redução de interesse e motivação pelos estudos, uma vez que, eventualmente estes alunos podem vir a adquirir uma compreensão fragmentada do conteúdo a ser transmitido, o que pode ser

agravado quando do ensino de conteúdos das ciências exatas, principalmente nos Ensinos Médio e Superior [5].

Para Vygotsky [6] alunos com deficiência visual são capazes de atingir o mesmo grau de desenvolvimento que alunos com visão normal, pois, suas faculdades cognitivas permanecem inalteradas, sendo apenas necessária a utilização de meios de aprendizagem diferentes. Assim, torna-se notória a importância da utilização de materiais de auxílio que não sejam apenas virtuais, pois exigem elevado esforço imaginário destes indivíduos. Tais materiais devem ser explorados de forma mais concreta, ou seja, levando à compreensão através da percepção tátil. Uma vez que os cegos possuem no tato seu ponto de referência para a abstração.

No que tange especificamente o ensino da matemática, vem sendo utilizado como recurso fundamental o soroban ou ábaco, tradicionalmente empregado no Japão para auxiliar em cálculos matemáticos. Com este instrumento é possível realizar operações de adição, subtração, multiplicação, divisão, radiciação e potenciação [7]. Porém, suas aplicações não abrangem conteúdos que requeiram maior complexidade como trigonometria, estatística e geometria. Neste sentido, torna-se difícil para um cego congênito abstrair um gráfico sem utilizar de seu sentido háptico para interpretá-lo.

Pensando nisto, alguns professores e centros de apoio ao cego procuram produzir materiais adaptados que traduzam de forma simplificada os inúmeros diagramas dos livros de Física, Matemática, Química, Geografia e outros. Para tanto, utilizam-se de desenhos elaborados em impressoras Braille, textos descritivos, técnicas de termoformagem em folhas plásticas e construções artesanais (tintas relevo, tecido, pregos, madeira, ligas elásticas, etc). Entretanto, os materiais adaptados apresentam algumas desvantagens como: tempo de confecção, custo, dificuldade de armazenamento e transporte, falta de padronização e uniformidade dos traços, além da necessidade de se simplificar ao máximo o desenho para reprodução.

Soluções mais elaboradas também têm sido propostas como a utilização de *displays* Braille dinâmicos que projetem através de pinos os diagramas em questão. Muitas pesquisas têm sido desenvolvidas nesta área utilizando-se de atuadores de variados tipos para o seu funcionamento (solenóides, piezoelétricos, polímeros eletroativos, flappers, shape memory alloys (SMA), eletromagnéticos, etc), porém, acabam se configurando em produtos de custo muito elevado devido à complexidade de produção, controle e manutenção [8], [9], [10]. Em virtude disto, os displays Braille encontrados atualmente são apresentados como células unitárias ou réguas (lineares), o que para a representação de diagramas não configura em solução atraente.

Desta forma, o presente trabalho apresenta o desenvolvimento de uma impressora de gráficos em alto-relevo para cegos, utilizando a aplicação de tinta de emulsão acrílica com propriedades expansivas ao calor, comumente aplicada em trabalhos artesanais. Este produto visa auxiliar na produção de materiais didáticos para o ensino de conteúdos das disciplinas de Matemática e Física do Ensino Médio e Superior no Brasil.

2. Metodologia

A fim de dar a fundamentação teórica necessária ao projeto, em um primeiro momento a metodologia adotada pautou-se em pesquisas bibliográficas e na busca por periódicos e publicações técnico-científicas sobre educação para cegos, bem como dados estatísticos a este respeito. Onde pôde-se verificar a real necessidade de um método de ensino através de materiais palpáveis, que proporcionem visualização através das mãos a quem não enxerga com olhos.

Sabe-se que em projeto de produto, orientar o produto para o mercado é um dos fatores mais importantes para que este obtenha boa aceitação e sucesso. Este produto deve apresentar forte diferenciação com relação aos seus concorrentes diretos ou indiretos e principalmente possuir características desejadas pelos consumidores [11].

Para se obter informações sobre produtos concorrentes e nortear as diretrizes de projeto, foram investigados diversos artigos destinados ao ensino e/ou acesso de informações por deficientes visuais, a fim de tecer comentários analíticos sobre os mesmos. Posteriormente procurou-se obter dados acerca da ergonomia e usabilidade dos produtos existentes, para tanto, realizou-se visitas a centros de adaptação de materiais didáticos e instituições de educação inclusiva. Neste contexto visitou-se o Centro de Produção de Recursos

Didáticos para Alunos com Deficiência Visual – CAP Florianópolis e o Instituto Estadual de Educação de Florianópolis - SC.
Tais visitas também auxiliaram no processo de análise crítica dos equipamentos e métodos empregados na produção de gráficos para cegos, tais como: Impressora Braille, Geoplano, termoformagem e técnicas artesanais com colagens e tintas em relevo. O que também auxiliou na configuração dos requisitos de projeto da impressora em questão.
Posteriormente foram realizados testes qualitativos de tempo de secagem e relevo ao toque com colas polivinílicas, tinta relevo acrílica, tinta de emulsão acrílica expansiva ao calor e cola de secagem rápida por radiação ultravioleta (UV), observando-se que as duas últimas apresentavam melhor resposta em viscosidade e relevo obtido. Com esses dados, seguiu-se à confecção do protótipo da impressora para avaliação de resultados.

2.1. Considerações sobre as visitas e testes qualitativos

Na visita realizada ao CAP Florianópolis pode-se perceber que as técnicas disponíveis de adaptação de materiais para cegos encontram algumas desvantagens que serão arroladas a seguir:

Impressora Braille – Nem todo desenho pode ser simplificado e impresso por este sistema. Círculos perfeitos e retas em diagonal não podem ser reproduzidos por esta técnica. Material descartável que com a utilização e pressão empregada pelos dedos do usuário perde o relevo criado.

Thermoforming – Maquinário importado, de difícil acesso à assistência técnica e cujas lâminas para produção são onerosas. Caso no processo de cópia o ar não seja retirado de forma adequada, a lâmina fica engelhada tendo de ser descartada, pois perde sua funcionalidade. Material pouco atraente ao tato segundo usuários.

Trabalho manual com colagens e tintas sintéticas de relevo – Por ser manual, não há uniformidade no traço e as formas dependerão muito das habilidades artísticas de quem realiza a adaptação. Também demanda muito tempo e nem todo desenho ou diagrama é passível de transcrição. Há também o empecilho de que algumas tintas acrílicas de relevo acabam por aderirem a outras folhas de papel quando empilhadas, mesmo após o tempo de secagem.

Multiplano – Possui certa complexidade de manuseio, ou seja, seu uso não é intuitivo, sendo necessário curso de habilitação para tal.

Os Materiais utilizados no Instituto Estadual de Educação consistem em: impressora Braille, software de voz (DOSVOX) em computadores, técnicas artesanais e o Geoplano que apresenta a desvantagem de proporcionar certos riscos ao usuário cego devido à oxidação dos pregos e a presença de quinas vivas. Por ser uma variação do ponto a ponto, também não permite a representação de todas as formas desejáveis.
Apresentou-se a um aluno cego do Ensino Médio do Instituto Estadual de Educação de Florianópolis materiais adaptados utilizando-se de quatro das técnicas mencionadas acima: gráficos reproduzidos por impressora Braille, desenhos em termoformagem, Geoplano e gráficos obtidos artesanalmente com três tipos de tinta acrílica (tinta acrílica 3D, tinta acrílica com glitter e tinta acrílica expandida ao calor). Utilizando-se de manejo fino ou de precisão e pega de pinça, o aluno X explorou de forma tátil os materiais. E neste caso, definiu o material produzido com emulsão acrílica de propriedades expansivas ao calor como o mais adequado para a leitura pela percepção tátil.
A princípio imaginava-se que o produto teria configuração semelhante a um display Braille, porém, projetando gráficos através de pinos. No entanto, além das desvantagens econômicas e de manufatura, este possuiria as mesmas limitações, em termos de reprodução de formas, que os gráficos obtidos em impressoras Braille, o Geoplano e o Multiplano, pois, trabalham com sistemas de matrizes de pontos.
Então, com base nas observações feitas, percebeu-se que o melhor seria um sistema que pudesse utilizar a tinta acrílica em um traço contínuo por deposição de material proporcionando relevo em um papel.

2.2. Requisitos de Projeto

Desde o princípio deste trabalho, pensou-se em apresentar uma proposta que levasse em conta as necessidades dos usuários, que neste caso, são tanto os alunos cegos quanto os professores e

profissionais de centros de adaptação de material. Assim, para auxiliar na definição dos requisitos e parâmetros deste projeto, optou-se por utilizar técnicas de Desdobramento da Função Qualidade (QFD).
O QFD é um método de apoio ao desenvolvimento de produtos, que contribui para que as expectativas do consumidor sejam incorporadas ao projeto, aumentando sua satisfação e a aceitação do produto no mercado [12]. Em suma, é um método que pode ser utilizado para desenvolvimento do planejamento estratégico tem como conseqüência uma melhoria da Qualidade. Dentre os benefícios de sua utilização, podem-se destacar [13]:

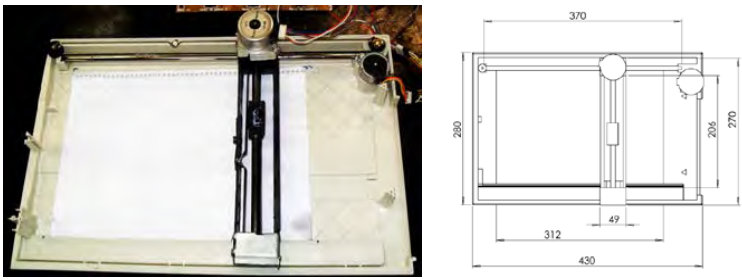
- Análise sistêmica dos requisitos do cliente;
- Transformação dos requisitos do cliente em requisitos de produto;
- Informações detalhadas para o projeto;
- Identificação dos requisitos de produto mais importantes para os clientes;
- Mensuração quantitativa dos desejos dos clientes;
- Facilita a modelagem do conhecimento, desvelando a capacitação técnica da equipe;
- Facilita a documentação de informações por meio de matrizes de dados;
- Auxilia no gerenciamento de projeto do produto.

Sabe-se que o novo produto deve ser barato e oferecer mais funções que seus concorrentes. Assim, conforme dito, o presente trabalho propõe que esta impressora seja do tipo plotter X-Y, com a utilização de tinta de emulsão acrílica de propriedades expansivas ao calor, ou de cola UV para impressão.

3. Construção do protótipo

Definidos os requisitos do projeto, partiu-se para a etapa de construção do protótipo. Para tanto, resolveu-se trabalhar com sucatas eletrônicas, ou seja, com o reaproveitamento de peças de equipamentos descartados. Procurou-se primeiramente montar a parte mecânica do plotter X-Y, em outras palavras, um sistema de CNC miniaturizado. Assim, utilizou-se como base um Scanner Fujitsu do qual se aproveitou a carcaça, o eixo principal (X), e a carruagem. Removeram-se da carruagem do scanner lente, lâmpada e elementos estruturais para possibilitar que um novo eixo (Y) fosse acoplado com sua respectiva carruagem. Neste caso foram utilizadas peças de uma Impressora Matricial Epson LX-850, bem como seu motor EM-101/EPM4245, consumindo 200 mA em 12V.
O controle do CNC é realizado através da comunicação entre o computador e a máquina, bem como, do acionamento dos motores utilizados. O circuito de controle do protótipo da impressora para cegos consiste em uma placa Arduino Mega 2560 [14] acoplada em uma placa de circuito impresso (PCI) desenvolvida especificamente para o produto proposto. O software programado no Arduino foi desenvolvido para garantir a comunicação entre o computador e os motores de passo responsáveis pelo movimento dos carrinhos da impressora, além do sensor de fim de curso e comunicação com o bico injetor de tinta. Deste modo, o programa funciona de forma a realizar os desenhos dos gráficos de acordo com as coordenadas passadas pelo computador.
O Arduino Mega 2560 é uma placa de microcontrolador baseada no ATmega2560 que possui 54 pinos de entradas/saídas digitais, 16 entradas analógicas, 4 portas seriais de hardware, um oscilador de cristal de 16 MHz, uma conexão USB, uma entrada de alimentação, uma conexão ICSP e um botão de reset. Assim, contém todo o necessário para dar suporte ao microconrolador, bastando conectá-lo a um computador com um cabo USB ou a uma fonte de alimentação [15].
Os motores do eixo X e eixo Y consomem 250 mA durante o seu funcionamento e como as saídas da placa Arduino fornecem no máximo 40 mA foi necessária a utilização de um circuito de potencia, construído utilizando-se circuitos integrados do tipo ULN2003A, em outras palavras, um *array* de transistores *Darlington* de alta tensão e alta corrente. O circuito integrado (CI) é composto por 7 canais que aceita tensões de até 30V e corrente de 500mA por canal. Para fins de segurança, neste projeto usou-se 2 canais por bobina do motor, sendo o circuito de potencia capaz de fornecer até 1 A por bobina em cada motor.

Para a alimentação dos motores, da placa Arduino e do circuito de potencia, utilizou-se uma fonte externa de 12V que posteriormente será incorporada na PCI desenvolvida. Esta PCI ainda é dotada de entrada para um controle Joystick usado em testes e calibração.
Uma seringa comercial de 20 ml foi adaptada como reservatório de tinta, onde seu embolo é comprimido através de um fuso. Para o acionamento deste fuso foi utilizado um motor de passo que consome uma corrente de 600mA. O mesmo também está conectado à placa Arduíno e ao circuito de potencia. O sistema de injeção faz com que a tinta passe por uma mangueira de silicone até o bico injetor que consiste em uma espécie de caneta com uma agulha de 1.55 mm de diâmetro externo e 0.9 mm de diâmetro interno. Este sistema permanecerá fixo, apenas a agulha injetora estará em movimento.
Sumariamente, a placa Arduino comandará tanto a movimentação do bico injetor nos eixos X e Y quanto o tempo de injeção da tinta. O sistema ainda possui sensores de fim de curso para evitar possíveis danos ao mecanismo.
Vale a ressalva de que este primeiro protótipo foi desenvolvido de forma vernacular para realização de testes e averiguação de possíveis correções. A configuração do referido sistema com peças de scanner e impressora matricial e seu dimensionamento básico são apresentados pela Figura 1a e 1b.



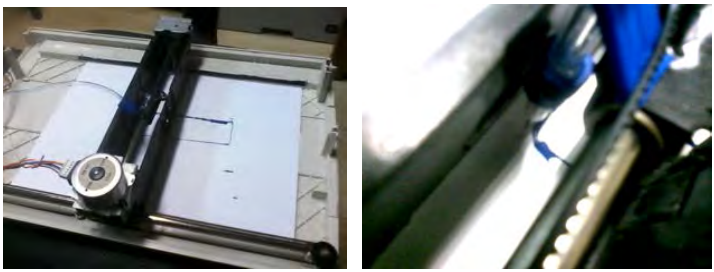
(a) (b)

Figura 1. (a) Configuração de montagem dos eixos X-Y; (b) Dimensões básicas (em mm) do protótipo e seus eixos.

4. Resultados

O presente trabalho encontra-se na fase de testes do protótipo da impressora (plotter X-Y) com utilização de tinta de emulsão acrílica. Podem-se destacar como resultados:

- Com exceção da placa de Arduíno Mega 2560, o protótipo da impressora possui função ecológica, pois, foi totalmente construído com o reaproveitamento de sucatas e peças de impressoras e scanners antigos que estavam em desuso;
- A impressora permite conexão ao computador por entrada USB e requer imagens em vetor para impressão;
- Os primeiros testes com a seringa de 20 ml por sistema de impulsão por fuso não evidenciaram um desenho uniforme e pressão constante de saída da tinta (Fig. 2a e 2b);



(a) (b)

Figura 2. (a) Traço de desenho não uniforme; (b) Bico injetor.

- É possível proporcionar através da técnica de impressão e tintas adotadas um equipamento de custo acessível à população;
- Este equipamento favorecerá uma maior celeridade na produção de materiais didáticos para o ensino a cegos, de qualquer tipo de conhecimento que envolva a aplicação de gráficos.

5. Conclusões e trabalhos futuros

Este projeto permitiu identificar o perfil de alunos cegos no Ensino Médio do Sistema de Educação Brasileiro, bem como, os métodos e materiais utilizados no ensino de gráficos para cegos nas aulas de Matemática e Física. Também foi possível observar que nem sempre a solução que apresenta o uso de tecnologia mais sofisticada se torna ideal em custo-benefício ou em funcionalidade, proposições de sistemas simples podem oferecer resultados imediatos e eficazes.

Com as visitas realizadas a escolas e órgão de apoio ao cego, percebeu-se que a impressora em alto-relevo conferirá maior autonomia às escolas em relação aos centros de adaptação de materiais didáticos na produção de gráficos táteis. E a este último, permitirá maior celeridade na produção e entrega de materiais adaptados.

Conforme mencionado, foi possível observar através dos testes realizados que o sistema de injeção utilizado ainda não está conferindo um traço uniforme ao desenho o que ocorre devido a necessidade de se regular melhor a interação entre as velocidades dos três motores envolvidos.

Como trabalhos futuros pode-se citar: testes de calibragem para o mesmo sistema de injeção a fim de se obter o desejado traço uniforme, a inserção de um sistema de luzes ultravioletas que acendam sobre o papel com a imagem impressa para acelerar o processo de secagem da tinta e uma gaveta com um sistema de aquecimento permitindo a expansão da mesma. Além de uma melhor configuração em forma e função, apresentando boa interface usuário-produto. Aliando-se para isto conhecimentos das áreas de Design e Engenharia Mecânica também se faz necessária.

Referências

[1] IBGE. “Censo Demográfico 2010: População Residente por Tipo de Deficiência”, Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2010. Disponível em: <ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religiao_Deficiencia/tab1_3.pdf>, acesso em Jan. 2013.

[2] WHO. "Global Data on Visual Impairments 2010", World Health Organization, 2012. Disponível em: <http://www.who.int/blindness/GLOBALDATAFINALforweb.pdf>, acesso em Jan. 2013.

[3] INEP. “Censo da educação Básica 2012”, Instituto Nacional de Estudos e Pesquisas Educacionais Anísio Teixeira, Brazil, 2012.

[4] MEC. “Evolução da Educação Especial no Brasil”, Ministério da Educação, Secretaria de Educação Especial, 2009. Disponível em: <http://portal.mec.gov.br/seesp/arquivos/pdf/brasil.pdf>, acesso em Jan. 2013.

[5] Riffel, B.Y.. “Tecnologia Assistiva para o Ensino de Gráficos a Pessoas com Deficiência Visual”, Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de Mato Grosso, Trabalho de Conclusão do Curso de Especialização em Educação Prossionalizante e Tecnológica Inclusiva, Cuiabá – MT, Brazil, 2009.

[6] Lopes, A.; Passerino, L.; Rodrigues, T.. “O Estudo da Função Polinomial do 1º Grau: Diferenças entre Ver e Ouvir um Objeto de Aprendizagem na Inclusão de Sujeitos com Deficiência Visual em Sala de Aula”, *Novas Tecnologias na Educação, CINTED*, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009, vol. 7, n. 3.

[7] Vieira, S.S. and Silva, F.H.. “Flexibilizando a Geometria na Educação Inclusiva dos Deficientes Visuais: Uma Proposta de Atividade”, Universidade Federal do Pará – UFPA, PA, Brazil, 2007.

[8]ALUTEI, Alexandra-Maria; SZELITZKY, Emőke; MÂNDRU, Dan. Transient Thermal State of an Active Braille Matrix with Incorporated Thermal Actuators by Means of Finite Element Method. Assistive Technology, v. 25, n. 1, p. 51-57, 2013. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1080/10400435.2012.706687>. Acesso em: 12 Apr. 2013.

[9]Yobas, L.; Durand, D. M.; Skebe, G. G.; Lisy, F. J.; Huff, M. A.. "A novel integrable microvalve for refreshable Braille display system". *Journal of Microelectromechanical Systems,* 2003, vol. 12, n. 3, p. 252-263.

[10]YEH, Fung-Huei; TSAY, Huoy-Shyi; LIANG, Shih-Hao. Human computer interface and optimized electro-mechanical design for Chinese Braille display. Mechanism and Machine Theory, v. 43, n. 12, p. 1495-1518, 2008. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X08000232>.

[11]Baxter, M.. Projeto de Produto: Guia Prático para Design de Novos Produtos, 3ª edição, Blucher, 2011, p. 26.

[12]Estorilio, C.. “QFD – Desdobramento da Função Qualidade”, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brazil, 2007.

[13]Rocha Júnior, F. S.. "Benefícios da Aplicação da Matriz QFD (Quality Function Deployment) no Projeto Informacional de Desenvolvimento de Produto: uma Simulação de Aplicação em Puxadores da Linha Branca", Revista Brasileira de Gestão e Engenharia – ISSN 2237-1664, Centro de Ensino Superior de São Gotardo, n. V, Jan-Jun 2012, p. 58-70.
[14]Roos, E.; Perin, M.; Sogari, P.; Oliveira, R.. "Acionamento e Controle da Furadeira CNC". Projeto III, Escola de Engenharia, UFRGS, 2013.
[15]Multilógica Shop, Open Source Hardware. Arduíno Mega 2560 R3. Disponível em: <http://multilogica-shop.com/arduino-mega2560>, acesso em Agosto 2013.

EasyCall: Llamar por Teléfono sin Marcar

Javier Montaner[1], Julio Galarón[2]

[1]EasyCall, Francisco Silvela 54, 28028 - Madrid, Spain, Tel: +34 668 89 75 31, javier@tumaku.com
[2]EasyCall, Francisco Silvela 54, 28028 - Madrid, Spain, Tel: +34 668 89 75 31, julio@tumaku.com

Resumen. El proyecto EasyCall propone un nuevo interfaz de usuario para acceder de forma sencilla a todo tipo de dispositivos y servicios. Se basa en la misma tecnología sin contacto implementada en las tarjetas de los Metros de grandes ciudades como Madrid o Londres.
Los usuarios tienen distintas tarjetas preconfiguradas para lanzar acciones específicas como por ejemplo conectarse a una página web en el ordenador, realizar una llamada desde el teléfono o avisar a un cuidador. Cuando un usuario quiere realizar una tarea concreta, sólo tiene que elegir la tarjeta asociada a esa tarea y acercarla a un lector. Automáticamente el lector la detecta y desencadena la acción asociada a esa tarjeta. En este artículo se describe una implementación concreta que permite a los usuarios realizar una llamada desde su teléfono sin necesidad de tener que recordar y teclear el número de destino.

Palabras clave: accesibilidad, usabilidad, diseño para todos, telecomunicaciones

1. Introducción y contenidos

El avance de la tecnología crea dispositivos cada vez más potentes y versátiles. Un ejemplo claro son los teléfonos inteligentes o smartphones. Con ellos se puede consultar un mapa, grabar un vídeo o navegar por internet. Por desgracia, esta flexibilidad genera problemas de usabilidad. Los aparatos se vuelven complicados y los usuarios no son capaces de acceder a todas sus funcionalidades. Para eliminar esta complejidad están apareciendo mecanismos e interfaces que facilitan al usuario el control de sus equipos: texto predictivo, control por voz, control gestual... Dentro de esta línea se encuadra el proyecto EasyCall que propone la utilización de la tecnología sin contacto para facilitar la interacción del usuario con sus dispositivos y con su entorno.
La tecnología sin contacto, también llamada RFID (Radio Frequency Identification) o NFC (Near Field Communication) se lleva utilizando desde hace años en el transporte de personas. Cuando un usuario quiere acceder a un medio de transporte, sólo tiene que aproximar su tarjeta sin contacto al lector que se encuentra fijo a la entrada del vehículo. En ese momento, el lector detecta la presencia de la tarjeta, lee su contenido de forma rápida y segura y permite el acceso al viajero. La máxima distancia de lectura es de unos 10 centímetros. Esta “limitación” es de hecho una de las ventajas de RFID frente a otras tecnologías inalámbricas como WiFi o Bluetooth. Al ser tan corto su rango de alcance, el usuario tiene que acercar expresamente la tarjeta para permitir la lectura.
El proyecto EasyCall propone utilizar este mecanismo como un interfaz para lanzar acciones en el entorno y en los dispositivos del usuario. Como caso de uso concreto, se utilizan tarjetas sin contacto para llamar desde un teléfono sin tener que recordar y teclear el número de destino.

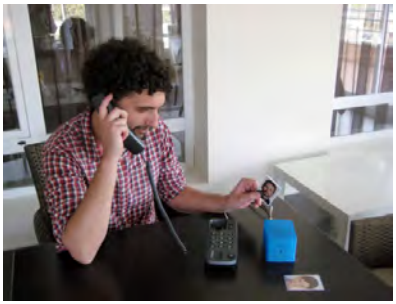


Figura 1. Solución EasyCall para llamar por teléfono sin marcar

El capítulo 2 explica en detalle el funcionamiento de EasyCall y su implementación técnica. También identifica los grupos de usuarios que pueden beneficiarse de su uso. El capítulo 3 presenta los resultados obtenidos tanto desde el punto de vista de los usuarios como de la tecnología. Por último el capítulo 4 recoge las conclusiones del proyecto e identifica futuras evoluciones.

2. Metodología

2.2. Grupos de usuarios

El proyecto EasyCall propone el uso de la tecnología sin contacto como un interfaz genérico aplicable a todo tipo de usuarios. Sin embargo, se han identificado varios colectivos a los que puede ser más útil:

- Personas con discapacidad visual
- Personas con discapacidad motriz que no pueden utilizar un teclado
- Personas con discapacidad intelectual
- Población infantil
- Personas mayores
- Otros grupos, como por ejemplo personas analfabetas

Si nos centramos en el caso de uso de la telefonía fija que es del que trata principalmente este artículo, existen en el mercado dispositivos diseñados específicamente para ayudar a alguno de estos colectivos. Por ejemplo los teléfonos con teclas grandes o con teclas personalizables con fotografías que pueden consultarse en el Catálogo de Productos de Apoyo en la web del CEAPAT [1]. Sin embargo, la solución propuesta por EasyCall va más allá ya que pretende afrontar las dificultades de los usuarios no sólo con el teléfono fijo sino también con otros dispositivos y servicios de su entorno (telefonía móvil, televisión, radio, ordenador, internet, etc.) de manera que se convierta en un interfaz genérico del usuario con su entorno.
El proyecto EasyCall cuenta con el apoyo en España del CEAPAT que, desde la Administración General del Estado, promociona este tipo de iniciativas para ofrecer soluciones innovadoras a los colectivos arriba indicados.
Se ha utilizado la metodología de descubrimiento de cliente propuesta por Steve Blank [2] para identificar las necesidades de varios de estos grupos y evaluar la idoneidad de la aplicación de EasyCall. Esta técnica consiste en aprender de los usuarios por medio de rápidos procesos iterativos: se plantean hipótesis y se validan realizando entrevistas con usuarios y utilizando prototipos, llamados “Mínimos Productos Viables”. En función de los resultados de la validación, se vuelven a plantear nuevas hipótesis y se realizan nuevas iteraciones. Los primeros resultados se detallan en el Capítulo 3.

2.1. Aplicación de la tecnología sin contacto a la telefonía fija

Como ya se ha explicado en la introducción, este artículo presenta una implementación concreta del interfaz sin contacto aplicado a la telefonía fija. El usuario utiliza tarjetas sin contacto para almacenar los números de sus principales contactos (familiares, amigos, cuidadores, etc.). Cada contacto requiere una tarjeta diferente que se personaliza con la foto o con el nombre del destinario, lo que permite identificar a quién corresponde.
Existen varios factores de forma para la tecnología sin contacto. El más utilizado son las tarjetas de plástico (85,60mm × 53,98 mm), pero también está disponible en formato de pegatina adhesiva. Estas pegatinas pueden fijarse a otros objetos y se comportan del mismo modo que una tarjeta. La alternativa es especialmente útil para situaciones en los que utilizar o agarrar una tarjeta sea dificultoso.
En el caso de uso de la telefonía fija, el lector de tarjetas es una caja que no requiere configuración y que se coloca al lado del teléfono fijo. Para instalarla, sólo hay que conectarla por medio de un adaptador a la misma roseta de red en la que está conectado el teléfono fijo. De nuevo, el factor de forma puede variar según casos o circunstancias de uso.
Cuando el usuario quiere realizar una llamada, descuelga el auricular del teléfono, elige la tarjeta con la fotografía del destinatario al que quiere llamar y la coloca sobre la caja EasyCall. La caja detecta la tarjeta,

lee el número de teléfono almacenado y marca automáticamente el número de destino. La llamada se establece sin necesidad de buscar, recordar o teclear el número de destino.

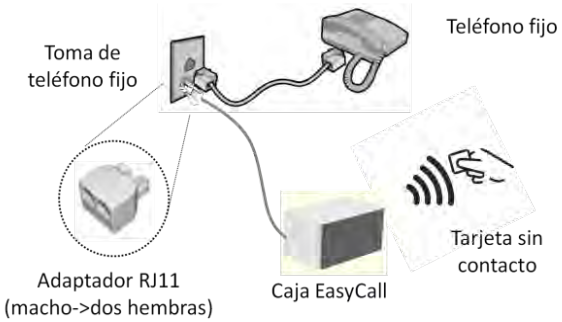


Figura 2. Esquema de conexión de la solución EasyCall para telefonía fija

Conviene resaltar dos aspectos de la implementación:

- El usuario no tiene que cambiar su teléfono fijo. De hecho el teléfono fijo sigue funcionando normalmente y se puede seguir marcando a través de su teclado.
- El usuario no tiene que cambiar su operador telefónico, su contrato o su número de teléfono.

2.3. Tecnologías utilizadas

El dispositivo EasyCall se ha construido utilizando tres tecnologías principales: hardware abierto, tecnología sin contacto RFID e impresión 3D. Las siguientes secciones describen cómo se han integrado en el proyecto cada una de ellas.

2.3.1. Hardware abierto y Arduino

Utilizando la definición de la Open Source Hardware Association (OSHWA), el hardware abierto es hardware cuyo diseño está disponible públicamente para que cualquiera pueda estudiar, modificar, distribuir, fabricar y vender el diseño o el hardware basado en ese diseño [3]. Es una extrapolación del concepto de software libre que considera el carácter físico del hardware y ofrece a los usuarios la libertad de controlar sus diseños a la vez que comparten su conocimiento.
Uno de los ejemplos más exitosos de hardware abierto es el proyecto Arduino [4]. Es una plataforma de electrónica abierta para la creación de prototipos. El proyecto incluye:

- Varios diseños de placas de hardware a las que se pueden conectar fácilmente otras placas y dispositivos. Los usuarios pueden comprar este hardware en numerosas tiendas (físicas u online) o fabricarse ellos mismos el hardware que necesiten reutilizando los diseños liberados por Arduino.
- Un entorno de desarrollo software (IDE, Integrated Development Environment) que permite desarrollar muy fácilmente aplicaciones para gestionar el hardware descrito en el punto anterior

Figura 3. Ejemplos de Placas Arduino: Arduino Uno (izquierda) y Arduino Pro Mini (derecha)

Tanto el hardware como el software se ofrecen bajo licencias libres y gratuitas. Una vez validado el prototipo, se puede portar el diseño para conseguir un producto optimizado tanto en precio como en tamaño. Los productos derivados de Arduino pueden venderse sin tener que pagar ningún royalty siempre que cumplan las condiciones de la licencia original [5].
La utilización del hardware Arduino y las numerosas librerías generadas por la comunidad permite implementar prototipos de forma sencilla, rápida y barata. Por ejemplo, EasyCall reutiliza un diseño electrónico y una librería [6] creada para el chip Holtek HT9200 [7] que genera el marcado de los tonos del teléfono.

2.3.2. Tecnología sin contacto RFID

La tecnología sin contacto también llamada RFID se viene utilizando en soluciones de identificación y transporte desde hace décadas. Un lector genera un campo electromagnético que alimenta una tarjeta o "tag" cuando esta se sitúa en la proximidad del lector. Por desgracia existían muchos protocolos con lo que las soluciones eran incompatibles entre mercados y países.
En 2004 se creó el estándar NFC para asegurar la interoperabilidad entre dispositivos y servicios a través de unas especificaciones gestionados por el NFC Forum [8]. El NFC Forum estandariza el formato de la información que se almacena en una tarjeta sin contacto y la forma en que se debe interactuar con esas tarjetas desde un lector [9].
El proyecto EasyCall sigue las especificaciones del NFC Forum para asegurar la compatibilidad con otros dispositivos NFC (por ejemplo teléfonos inteligentes) de forma que la solución pueda utilizarse en el futuro también con estos dispositivos. Como lector NFC se ha elegido un módulo o "shield" [10] (placa que se conecta encima de la placa Arduino y extiende sus capacidades) que utiliza el chip lector NFC PN532 [11] fabricado por la compañía NXP.

2.3.3. Impresión 3D

La impresión 3D permite crear figuras tridimensionales en distintos materiales (plástico, metal, papel) a partir de un modelo informático de las mismas. Existen distintas tecnologías según el material y el procedimiento utilizado para la impresión (extrusión, granulado, laminado). En los últimos años han surgido numerosas propuestas a precios cada vez más asequibles debido al abaratamiento de los componentes de las impresoras 3D y al vencimiento de algunas patentes que protegían aspectos centrales de las técnicas de impresión La tecnología actual reduce considerablemente precios y plazos a la vez que facilita un diseño iterativo.
En el proyecto EasyCall se ha diseñado e impreso una carcasa de plástico utilizando el software libre OpenSCAD [12].

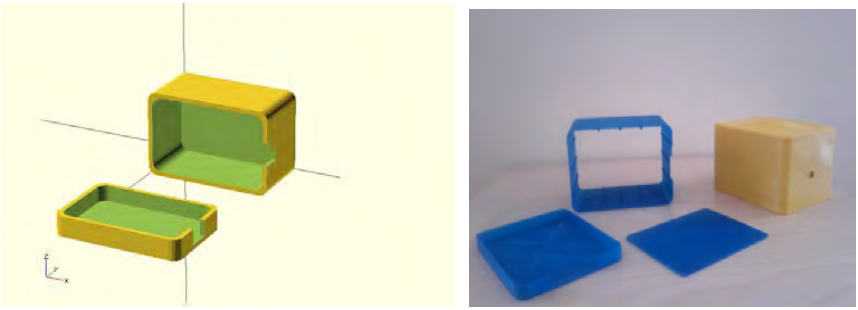


Figura 4. Diseño e impresión 3D de la caja del dispositivo EasyCall

2.4. Implementación técnica del prototipo

La utilización de las tecnologías abiertas presentadas en el capítulo anterior ha facilitado y abaratado la implementación de los prototipos iniciales y su evolución a lo largo del proyecto. A modo de indicación, la primera versión del prototipo se implementó en menos de un mes y el coste de los componentes fue

aproximadamente 120 US$. Si el proyecto hubiera tenido que realizar un diseño desde cero, los plazos y los costes hubieran sido mucho más elevados. La figura muestra el diagrama de bloques de alto nivel del dispositivo EasyCall :

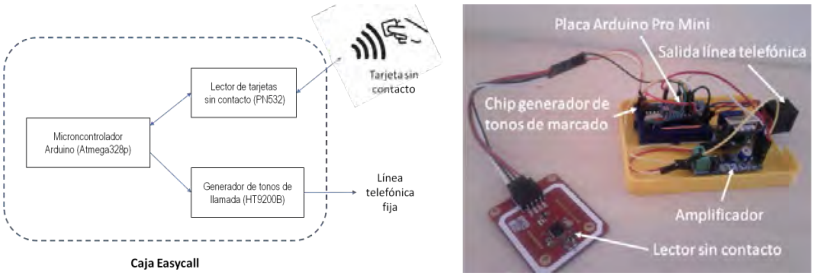


Figura 5. Esquema funcional del dispositivo EasyCall y fotografía de su interior

El control de todo el sistema recae en el microcontrolador de Arduino que se ha programado utilizando su entorno de desarrollo (IDE). El software creado inicializa los circuitos del chip lector de tarjetas y del chip generador de tonos de llamada. Una vez terminada la fase de “setup”, el micro entra en un bucle o “loop” sin fin en el que espera hasta que detecta la presencia de una tarjeta sin contacto. En ese momento el lector examina el contenido de la tarjeta y comprueba si el formato es correcto. En caso afirmativo, el software de Arduino pasa dígito a dígito el número de teléfono al chip HT9200 que genera los tonos correspondientes y los envía a la red telefónica. La central telefónica recibe los tonos, los descifra y procede a conectar la línea con el teléfono del abonado destinatario.

3. Resultados y discusión

En el caso de EsayCall, se han mantenido entrevistas con usuarios y personas afines (familiares, cuidadores, doctores, terapeutas). En las entrevistas se ha presentado a los usuarios un prototipo funcional de la caja EasyCall para que los entrevistados pudieran probar el servicio y valorar mejor su utilidad. Las siguientes secciones presentan las principales resultados (“aprendizajes”) de este proceso.

3.1. Evaluación del prototipo por los usuarios

Se ha entrevistado a usuarios de varios de los grupos identificados en el capítulo anterior utilizando la metodología de descubrimiento del cliente. A continuación se detallan los aspectos más importantes encontrados:

- El interfaz sin contacto se comprende rápidamente y se percibe como fácil de usar. El factor de forma tarjeta de plástico es el preferido.
- El nuevo proceso de llamada no es evidente para la mayoría de los usuarios. Aunque los entrevistados no ven complicado el uso de EasyCall, tienen que “olvidar” el procedimiento que llevan utilizando todo su vida para interiorizar la nueva forma de llamar por teléfono Es imprescindible una pequeña formación inicial tras la instalación.
- Los usuarios no consideran especialmente relevante el caso de uso seleccionado, llamar desde el teléfono fijo. Un porcentaje importante de los usuarios entrevistados utilizan más el teléfono móvil que el teléfono fijo. Otra parte considerable no puede utilizar el teléfono debido a su discapacidad.
- Relacionado con el punto anterior, la mayoría de los usuarios querrían tener la funcionalidad de EasyCall implementada en su teléfono móvil
- La mayoría de las personas mayores presentan una resistencia al cambio, especialmente si este tiene un componente tecnológico. Productos como EasyCall deben ocultar la tecnología y apoyarse en familiares, cuidadores y terapeutas como promotores o prescriptores.

- El hecho de utilizar una tarjeta diferente para cada contacto supone un problema para usuarios con una amplia agenda de contactos. Este punto aplica también a otros casos de uso del interfaz sin contacto y requiere un mecanismo que permita almacenar y gestionar un número elevado de tarjetas.
- La gestión de contactos con varios números de teléfono (casa, móvil, trabajo) no está considerada en la solución actual y supone un problema para varios de los usuarios entrevistados
- Las personas con discapacidad intelectual degenerativa deben aprender el uso de EasyCall en la fase inicial de su enfermedad. De nuevo la implicación de familia, cuidadores y terapeutas es fundamental.
- Un grupo importante de personas con discapacidad motriz no pueden utilizar EasyCall porque, aunque puedan manejar una tarjeta o un objeto con una pegatina sin contacto, no pueden descolgar el auricular del teléfono. Se requiere una nueva prestación de modo que al aproximar una tarjeta a la caja EasyCall se establezca automáticamente la llamada en modo manos libres. Este mecanismo podría funcionar con el teléfono fijo o con el móvil.

3.2. Problemas técnicos encontrados durante la implementación. Soluciones y alternativas

Los siguientes párrafos detallan las dificultades encontradas durante el desarrollo técnico del proyecto y las soluciones propuestas para cada una de ellas.

- **Lector de tarjetas sin contacto**

El proyecto EasyCall se ha implementado usando placas (“shields”) lectoras de tarjetas sin contacto basadas en el chip NXP PN532. Aunque el hardware de las placas es compatible con el estándar NFC, las librerías libres de Arduino aún no han implementado esta funcionalidad.
Como se ha indicado en el capítulo anterior, el proyecto ha decidido utilizar el estándar NFC para asegurar la compatibilidad futura con otros dispositivos, especialmente teléfonos móviles inteligentes. Gracias el carácter libre del hardware y software utilizado, se ha podido modificar fácilmente la librería de Arduino añadiendo la lectura y gestión de tarjetas NFC.

- **Personalización de tarjetas sin contacto**

El chip NXP PN532 es capaz de personalizar las tarjetas sin contacto grabando en ellas un número de teléfono según el formato definido en el estándar NFC. Al igual que sucede a la hora de leer tarjetas, esta funcionalidad aún no está implementada en las librerías de Arduino.
Para simplificar el proyecto, se ha decidido posponer esta funcionalidad y utilizar una solución alternativa. La personalización de tarjetas se realiza a través de un teléfono inteligente Android y la aplicación gratuita TagWriter de NXP [13]. Esta aplicación permite formatear las tarjetas de acuerdo al estándar simplemente introduciendo el número de teléfono que se quiere guardar en la tarjeta.

- **Chip generador de tonos de llamada**

Esta parte del diseño se ha implementado utilizando el chip Holtek HT9200. Siguiendo sus especificaciones se consiguió crear rápidamente un primer prototipo. Sin embargo, al conectarlo a la red telefónica, la potencia de la señal de audio generada por el chip era muy baja y la red no la detectaba. Se ha incluido un amplificador basado en el chip LM386 [14] para multiplicar por 20 la potencia de la señal. Para evitar las interferencias, el amplificador sólo se alimenta durante el marcado de tonos de llamada.

4. Conclusiones y trabajos futuros

EasyCall propone un nuevo interfaz de usuario para acceder de forma sencilla a todo tipo de dispositivos y servicios. Este artículo ha presentado una implementación práctica del mismo y ha discutido los resultados obtenidos tanto desde el punto de vista de los usuarios como de la tecnología.
En primer lugar hay que destacar la idoneidad de las tecnologías abiertas para afrontar este tipo de retos. El proyecto ha demostrado que utilizando tecnologías abiertas y el soporte de la comunidad se pueden crear

prototipos y productos en corto tiempo y a unos precios asequibles. El beneficio adicional que aporta este modo de trabajo es que se pueden atacar problemas o nichos que antes no eran viables desde un punto de vista puramente económico. Además, la propia flexibilidad de la filosofía abierta propicia que soluciones inicialmente pensadas para un colectivo pequeño puedan extenderse a grupos mucho más amplios.

Funcionalmente, el caso de uso elegido, llamada desde un teléfono fijo, no ha despertado mucho interés entre los grupos de usuarios considerados. Esta indiferencia se debe a que los usuarios no llaman por teléfono o si lo hacen, utilizan principalmente su teléfono móvil. Sin embargo, todos los colectivos entrevistados han destacado la facilidad de uso y aprendizaje del interfaz sin contacto. De cara al futuro, habrá que elegir casos de usos y servicios que solucionen problemas más acuciantes de los usuarios.

En concreto, en el campo de la telefonía, la evolución de EasyCall considera una implementación para teléfonos móviles. Si el teléfono del usuario soporta la tecnología sin contacto (NFC), el objetivo es desarrollar una aplicación que permita utilizar las mismas tarjetas sin contacto que se han utilizado en el prototipo fijo. Esta aplicación no requerirá de un hardware o lector adicional ya que reutilizará el lector del propio teléfono.

Una segunda opción para usuarios que no dispongan de un teléfono móvil con NFC o para usuarios que tengan dificultades para manejar un dispositivo móvil es convertir la caja EasyCall del proyecto actual en un dispositivo manos libres. Esto requiere añadir un micrófono y un altavoz a la caja y conectarlo vía Bluetooth con el teléfono del usuario.

Por último, con una visión más global, el proyecto está considerando soluciones para otros casos de uso o servicios que puedan ayudar a colectivos concretos.

5. Agradecimientos

Desde el proyecto EasyCall queremos agradecer a todas las personas, empresas y organizaciones que nos han ayudado de una forma u otra en el proceso de implementación del prototipo y de descubrimiento del cliente: Agile Entrepreneurship Spain AES y todos los participantes en Startup Weekend NEXT Madrid, Afalmo, CEAPAT, Hack for Good y el equipo del proyecto EasyCall, Madrid Internet of Things Meetup, MAPFRE Residencias, Startup Weekend Saint Étienne y el equipo del proyecto CallingBox, UEIA.

Referencias

[1] CEAPAT. Catálogo de Productos de Ayuda. 222403 Teléfonos para redes estándar http://www.catalogo-ceapat.org/clasificacion/22/24/03
[2] S. Blank, B. Dorf. The Startup Owner's Manual. Editorial K & S Ranch. Capítulos 3-7
[3] Open Source Hardware Association. Definition. http://www.oshwa.org/definition/
[4] Arduino. Página de inicio del proyecto en español. http://www.arduino.cc/es/
[5] Arduino. FAQ: ¿Puedo fabricar un producto basado en Arduino? http://arduino.cc/es/Main/FAQ
[6] Telephone Interface. http://brohogan.blogspot.com.es/2009/12/telephone-interface.html
[7] Holtek. HT9200A/B DTMF Generators Datasheet. http://www.holtek.com/pdf/comm/ht9200v150.pdf
[8] NFC Forum. Página de inicio. http://www.nfc-forum.org/home/
[9] NFC Forum. Especificaciones técnicas. http://www.nfc-forum.org/specs/spec_list/
[10] ElecHouse PN532 NFC RFID Module Kit. http://www.elechouse.com/elechouse/index.php?main_page=product_info&cPath=90_93&products_id=2205
[11] NXP. PN532 Overview. http://www.nxp.com/products/interface_and_connectivity/nfc_contactless_reader_ics/series/PN532.html#overview
[12] OpenSCAD. Página de inicio http://www.openscad.org/
[13] NXP. Aplicación TagWriter para Android. https://play.google.com/store/apps/details?id=com.nxp.nfc.tagwriter
[14] National semiconductors. LM386 Datasheet. www.electroschematics.com/wp-content/uploads/2008/09/lm386.pdf

Identificando as Principais Dificuldades de Comunicação de um Surdo Adulto Brasileiro Durante uma Consulta com o Dentista.

J. C. Ossada[1], L. T. Kawamoto Junior[2]

[1]FATEC- Faculdade de Tecnologia de Indaiatuba, Indaiatuba, SP, Rua Dom Pedro I, 65, Indaiatuba, SP, CEP 133340-100, Brasil, Email: jossada@fatecindaiatuba.edu.br; Phone: +55 (19) 3885-1923.
[2]UMC- Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi da Cruzes, SP, Rua Dr. Candido Xavier de Almeida Souza, 200, Mogi das Cruzes, SP, CEP 08780-911, Brasil. Email: luiztk@umc.br; Phone: +55 (11) 9707-7177.

1. Introdução

A deficiência auditiva é um tema que tem tomado destaque na sociedade, desde a criação da Lei Federal nº 7.853, de 24 de Outubro de 1989, a qual estabelece as normas que garantem o exercício dos direitos individuais das pessoas portadoras de deficiência. Segundo o censo 2010, realizado pelo IBGE que incluiu em seus resultados as características da população brasileira residente por tipo de deficiência, existem no Brasil 45.606.048 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência de um total de 190.755.799 milhões de habitantes, representando assim 23,91 % da população brasileira com pelo menos uma deficiência.
Dos muitos entraves que podem ser desencadeados na relação da pessoa com alguma limitação e os tipos de deficiências conhecidos, este trabalho contempla os deficientes auditivos, com surdez profunda no seu processo de comunicação com profissionais da área de odontologia.
Na comunicação de pacientes com surdez e o dentista podem ocorrer dificuldades, ou o surdo pode necessitar de um acompanhante para entender e ser compreendido, privando-o de sua liberdade e autonomia para ser bem compreendido.
Partindo disso, neste trabalho são apresentados os resultados de uma pesquisa de campo com surdos brasileiros que entendem a Linguagem de Sinais Brasileira (LIBRAS), mas que não lêem e nem escrevem bem em português, que identificou as principais dificuldades de comunicação do surdo adulto brasileiro ao realizar uma consulta com o dentista.

2. Metodología

Inicialmente foi realizada uma revisão bibliográfica de pesquisas que abordam o tema e assim identificar nesse processo de comunicação as principais dificuldades de um surdo brasileiro na área de saúde.
Assim foram analisados onze (11) artigos da saúde publicados entre os anos de 2000 a 2001, assim caracterizados: três (03) abordam a ótica do profissional da saúde e seu relacionamento com o surdo durante uma consulta médica; cinco (05) trabalhos são relacionados com a perspectiva do surdo durante o atendimento por profissionais da área de saúde; um (01) trabalho aborda a concepção das mães ouvintes com filhos surdos; e um (01) trabalho que apresenta um estudo sobre projetos pedagógicos em cursos de graduação em enfermagem, fisioterapia e odontologia, que incluem a disciplina de Libras. Após a revisão bibliográfica do tema, resultou em um questionário.
O questionário foi aplicado em 20 surdos, maior de 18 anos, com questões que permitiram conhecer as principais dificuldades que eles encontram em uma consulta odontológica.
Também foram selecionados 10 dentistas voluntários, sem conhecimento de LIBRAS, que já atenderam surdos, respondendo a uma entrevista que tratou dos métodos de comunicação empregados quando o paciente for um surdo.

3. Resultados

Os resultados demonstraram a existência de dificuldade, erros e bloqueios de comunicação.
Os surdos têm medo que os dentistas não compreendam seus sintomas e façam tratamentos errados.

Também foi constatado que em clínicas e/ou hospitais que têm intérpretes de LIBRAS, ou mesmo quando acompanhados por familiares ou amigos, os surdos relataram vergonha de expor alguns sintomas ou partes do corpo durante uma consulta, sentindo que sua privacidade foi invadida.
Os dentistas imaginam que somente a presença de um interprete ou de um familiar pode resolver o problema de comunicação. A maioria não atende um surdo desacompanhado.
Os dentistas informaram que é muito difícil realizar a comunicação mesmo que o surdo esteja acompanhado de familiares ou intérpretes, pelo fato dos mesmos não compreenderem alguns dos termos da área. Ainda segundo os dentistas, ao se comunicar com os surdos preferem utilizar a linguagem escrita, mas percebem que eles não conseguem compreender e interpretar bem a mensagem que desejam transmitir.

4. Discussões

O surdo já tem problemas na chegada a um consultório, em que a recepcionista não compreende e não consegue se comunicar. Quando são chamados para o atendimento, pelo fato de não ouvir, precisam do auxilio de outras pessoas com boa vontade para avisá-los de sua vez quando desacompanhados, o que os faz se sentirem constrangidos.
Citam ainda que os pais, por trabalharem fora, não conseguem acompanhar a ida as consultas ou a dificuldade de encontrar um intérprete de LIBRAS à disposição, para acompanhá-los a consulta. Eles relatam ainda a dificuldade de entender receitas médicas e as formas corretas de tomar os medicamentos, pela não compreensão da caligrafia do dentista.
Os surdos ainda citam inclusive que alguns dentistas não removem a máscara de proteção para explicar sintomas e diagnósticos não permitindo a leitura labial, ou que ainda falam muito rápido e utilizam termos das quais eles não conseguem compreender.
Os surdos relataram que os dentistas, imaginam que escrevendo em português, os surdos compreenderiam muito bem, as explicações e instruções as necessárias para receituário e procedimentos a serem realizados fora do consultório.

5. Conclusiones y trabajos futuros

Com base nesses resultados, nota-se que existem sérios problemas de comunicação entre surdos brasileiros adultos e os dentistas.
Os problemas de comunicações mais frequentes apontados foram dificuldade de entender o que o dentista fala e escreve; e, além disso, é observável que os surdos desejam uma maior autonomia para ir ao consultório, pois sua privacidade é invadida, quando da presença de interpretes ou familiares durante a consulta.
Como sugestão, denota-se a carência de um método que proporcione autonomia e simultaneamente facilite a comunicação entre surdos adultos brasileiros que não lêem e nem escrevem bem e compreendem LIBRAS e profissionais de odontologia durante uma consulta.

Referencias

CARDOSO, Adriane Helena Alves; RODRIGUES, Karla Gomes; BACHION, Maria Márcia. Percepção da pessoa com surdez severa e/ou profunda acerca do processo de comunicação durante seu atendimento de saúde. Rev. Latino-Americana Enfermagem, Ribeirão Preto, v. 14, n. 4, Aug. 2006.
CASTRO, Shamyr Sulyvan de; PAIVA, Karina Mary; CESAR, Chester Luiz Galvão. Dificuldades na comunicação entre pessoas com deficiência auditiva e profissionais de saúde: uma questão de saúde pública. Rev. Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia, São Paulo, v. 17, n. 2, June 2012.
CHAVEIRO, Neuma; BARBOSA, Maria Alves. Assistência ao surdo na área de saúde como fator de inclusão social. Rev. Escola de enfermagem. USP, São Paulo, v. 39, n. 4, Dec. 2005.
COSTA, Luiza Santos Moreira da; ALMEIDA, Regina Célia Nascimento de; MAYWORN, Mariana Cristina; ALVES, Pedro Thiago Figueiredo; BULHÕES, Paulo André Martins de; PINHEIRO, Vanessa Miro. O atendimento em saúde através do olhar da pessoa surda: avaliação e propostas. Rev. Sociedade. Brasileira de Clínica Médica; 7(3):166-170, maio-jun. 2009.
FREIRE, Daniela Buchrieseret al . Acesso de pessoas deficientes auditivas a serviços de saúde em cidade do Sul do Brasil. Caderno Saúde Pública, Rio de Janeiro, v. 25, n. 4, Apr. 2009.
GUARINELLO, Ana Cristina; MASSI, Giselle; BERBERIAN, Ana Paula. Surdez e linguagem escrita: um estudo de caso. Rev. brasileira educação especial, Marilia, v. 13, n. 2, Aug. 2007.

LOPES, Mara Aparecida de Castilho; LEITE, Lúcia Pereira. Concepções de surdez: a visão do surdo que se comunica em língua de sinais. Rev. brasileira educação especial, Marilia, v. 17, n. 2, Aug. 2011.
NOBREGA, Juliana Donato et al . Identidade surda e intervenções em saúde na perspectiva de uma comunidade usuária de língua de sinais. Ciênc. saúde coletiva, Rio de Janeiro, v. 17, n. 3, Mar. 2012.
OLIVEIRA, Yanik Carla Araújo de et al . A língua brasileira de sinais na formação dos profissionais de enfermagem, fisioterapia e odontologia no estado da Paraíba, Brasil. Interface (Botucatu), Botucatu, v. 16, n. 43, Dec. 2012.
PAGLIUCA, Lorita Marlena Freitag; FIUZA, Nara Lígia Gregório; REBOUCAS, Cristiana Brasil de Almeida. Aspectos da comunicação da enfermeira com o deficiente auditivo. Rev. escolaenfermagem. USP, São Paulo, v. 41, n. 3, Sept. 2007.
PEREIRA, Maria Cristina da Cunha; ZANOLLI,Maria de Lurdes. "Mães ouvintes com filhos surdos: concepção de surdez e escolha da modalidade de linguagem." Psicologia: teoria e pesquisa; 23.3 (2007): 279-286.

Dispositivo de Auxílio à Fala Baseado em Tecnologia Android

Judy Lorena Huertas[1], Percy Nohama[2]

E-mails de contato: judy.lorena@gmail.com [1]; nohama@utfpr.edu.br [2]
Universidade Tecnológica Federal do PR - UTFPR - Campus Curitiba
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial - CPGEI
Av. Sete de Setembro 3165, Curitiba, Brasil, CEP 80230-901, Tel. 55-4133104691.

Resumo. A incapacidade de expressar uma decisão ou sentimento, seja causada por um trauma físico ou psicológico, expõe o indivíduo a impactos pessoais e sociais. Visando minimizar essa necessidade, desenvolveu-se um programa para *tablets* e celulares, voltado a usuários com problemas na fala. O sistema fornece um acervo de imagens, atualmente usadas em pranchas de comunicação alternativa, classificadas em seis categorias previamente definidas, que ao serem selecionadas expressam mensagens gravadas de uma determinada solicitação. O aplicativo foi desenvolvido para o sistema operacional Android empregando linguagens de programação JAVA e XML. Para fazer os testes do produto final, foram adquiridos *tablets* de baixo custo, que cumpriam com as especificações mínimas necessárias para o correto funcionamento, os quais foram distribuídos em 4 escolas da cidade de Curitiba, Brasil, para que os terapeutas usassem o aplicativo pelo menos uma vez nas suas atividades diárias, comprovando os benefícios que técnicas de comunicação em equipamentos portáveis trazem às pessoas com dificuldades na comunicação.

Palavras-chave: Dispositivos Móveis, Android, Comunicação Mediada, Pranchas de comunicação, CAA.

1. Introdução

Quando a comunicação oral falha, o impacto provocado não envolve apenas o indivíduo e o modo como ele se expressa, mas também o seu ambiente familiar. Pode provocar algum tipo de rejeição ou isolamento social, que, por sua vez, pode influenciar no seu desenvolvimento como pessoa [1]. O uso da tecnologia assistida é uma maneira de restaurar competências comunicativas. Algumas tecnologias e métodos procuram restaurar a fala e outras apenas atuam nos problemas psicológicos; porém, em ambos os casos, visam melhorar as habilidades de comunicação e qualidade de vida [2].

Uma das tecnologias desenvolvidas para ajudar pessoas que não conseguem se comunicar oralmente envolve as pranchas de comunicação. Essas pranchas permitem expressar desejos, necessidades, sentimentos e idéias, de pessoas não alfabetizadas ou com sequelas. Com base em figuras, o usuário indica aquela que melhor expressa seu interesse e é entendida pelo interlocutor [6].

Inúmeras vezes utilizadas em hospitais e instituições médico-assistenciais que atuam nos problemas da fala, as pranchas de comunicação não são facilmente transportáveis e exigem que a pessoa com a qual precisa conversar saiba o significado dos pictogramas. A tecnologia trouxe soluções para este problema. Com o uso de computadores, novos sistemas vêm sendo desenvolvidos trazendo consigo seus periféricos (mouse, teclados, caixas de som, memória, etc.), permitindo salvar, num só dispositivo, todos os elementos necessários para se comunicar [4], Infelizmente, alguns produtos não são desenvolvidos visando as pessoas deficientes [5].

Considerando-se esse progresso, o projeto aqui descrito, um dispositivo de auxílio à fala baseado em tecnologia Android, utiliza os recursos do celular: acesso à programação, alto-falante, câmera, tela sensível ao toque, entre outros, em benefício das pessoas com deficiência ou traumas da fala, incorporando elementos e métodos de comunicação alternativa e ampliada (CAA). A inclusão desse dispositivo na vida cotidiana das pessoas com problemas de comunicação propicia autonomia, capacidade de aprender, comunicar-se ou simplesmente expressar-se livremente [4].

2. Materiais e Métodos

2.1. Tecnologia de CAA

Quando se pensa em métodos de CAA, incluem-se todas as formas de comunicação que são usadas para expressar pensamentos, necessidades, desejos e ideias. Em geral, o método classifica os símbolos em uma prancha para representar palavras e frases. A literatura indica [2] que a utilização da CAA proporciona formas de restaurar a capacidade de comunicação, em crianças e adultos, com maior eficiência e rapidez.

2.2. Diálogos por Imagens

Como difundido na literatura [3], o significado de uma imagem depende de quem a vê, onde, quando e em que contexto (social, econômico, político e cultural) é vista. Neste projeto, são utilizadas figuras como signos de comunicação, maximamente objetivos e explícitos. Fazendo perguntas simples, é possível selecionar a melhor imagem para descrever a mensagem que se deseja articular, por exemplo: “estou com fome!” (figura 1).

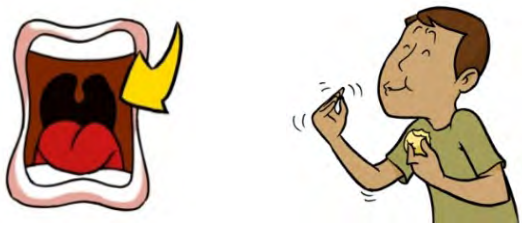


Figura 1. Ilustração da mensagem “estou com fome!”.

Usando cinco perguntas, pode-se identificar se o que se quer informar será transmitido com êxito:

- Quem: quem vai usar esta imagem é uma criança, um adulto? Fala Português?
- O que: o que quero dizer: a mensagem “Eu estou com fome”
- Como: ao inserir a imagem no tablet, é fácil visualizá-la? É fácil encontrá-la ? O som é audível?
- Quem: o receptor. É uma criança? Um adulto? Pode ouvir?
- Efeito: será que o receptor compreendeu a informação?

Algumas imagens descrevem mais de uma expressão, mas ao fazer estes questionamentos juntamente com treinamento dos usuários, pode-se obter a melhor seleção de figuras.

2.3. Escolha do dispositivo de comunicação

Software e *hardware* acessíveis foram o ponto chave para determinar a escolha do dispositivo em que o projeto seria desenvolvido. A plataforma Android é executada no kernel Linux, carregando consigo todas as suas características. Ela permite que os projetistas escrevam programas em linguagem Java, oferece bibliotecas livres, é flexível, aberta e permite fácil migração para outros fabricantes. Atualmente, o sistema operacional está disponível na maioria dos *smartphones* e *tablets* com preços populares [8]. Oferece *downloads* gratuitos e atualizações das aplicações, o que, no presente projeto, facilita a inserção de novas figuras e versões de pranchas de comunicação que atendam às necessidades do indivíduo. Estes dispositivos contam com cartões SD expansíveis, o que é uma boa opção nos casos em que apenas um dispositivo supre um grupo grande de usuários com diferentes necessidades. Ao requerer um número maior de pranchas, é possível aumentar a capacidade de armazenamento.
O tamanho da tela é outro ponto a considerar. Esta é uma aplicação baseada em imagens e o entendimento das figuras foi uma das partes mais importantes. O tamanho da tela para os celulares inteligentes mais populares varia entre 3,5 e 4,65 polegadas e dos *tablets* de 7 a 10 polegadas [9]. Depois de selecionar o conjunto de figuras da prancha, as imagens são dimensionadas para verificar quantas imagens por tela podem ser vistas inteligivelmente. Nesta versão do projeto, foram definidas oito imagens por tela.

2.4. Métodos do Software para desenvolver o aplicativo

A partir da arquitetura base do dispositivo comercial (telefone ou *tablet*), estruturou-se o projeto. Foram definidas as rotinas básicas para criar pranchas de comunicação em telefones celulares e características que pudessem agregar valor à pessoa com déficit de fala. Usando o IDE eclipse, os pacotes SDK do Android foram instalados. Java e XML são as linguagens de programação usadas [10]. A figura 2, ilustra o que em termos de funcionalidade, faz o aplicativo.

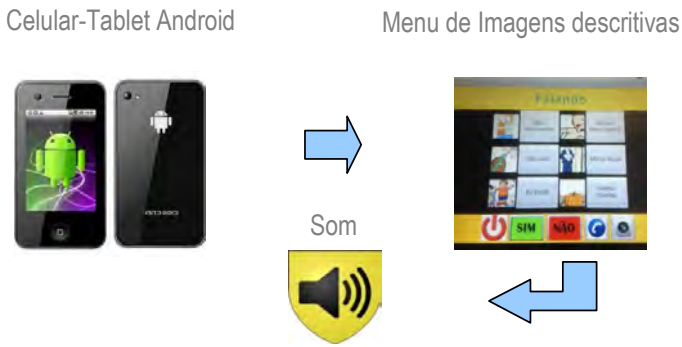


Figura 2: Visão geral do aplicativo

O menu principal contém as chamadas para as principais interfaces gráficas de comunicação: necessidades, sensações, lazer, vestuário, relações sociais e comidas. Cada grupo contém um conjunto selecionado de imagens. Ao clicar numa das categorias, um grupo de oito imagens será apresentado, tendo que deslizar o dedo sobre a tela sensível ao toque para que o aplicativo apresente as oito imagens seguintes da mesma categoria, seguindo o efeito de folhear um livro. Quando a imagem que representa a informação que o usuário quer transmitir for encontrada, um simples toque ativa o alto-falante com a informação vocalizada.
Registros de áudio foram criados separadamente. Ao clicar na opção Menu, o usuário pode escolher o tipo de voz com a qual deseja comunicar-se (masculina ou feminina). Como outra opção, arquivos de áudio em diferentes idiomas podem ser armazenados, dando ao usuário a oportunidade de expressar-se em outro país ou com pessoas que não falam o português.

2.5. Treinamento

Com o protótipo implementado, o próximo passo foi a avaliação da funcionalidade do aplicativo, enfocando: inteligibilidade da interface gráfica, audibilidade das mensagens, facilidade de navegação e, principalmente, usabilidade.
Inicialmente, foi desenvolvida uma prancha com oito imagens de diferentes categorias, escolhidas por terapeutas e fonoaudiólogos consultados. Esta prancha seria o ponto de partida para introduzir o aplicativo nas instituições que trabalham com pessoas com dificuldades na comunicação. O objetivo era apresentar uma prancha simples e com poucas opções de figuras para começar o treinamento. Um único botão no menu habilitava a prancha de comunicação. Ao reconhecer numa imagem sua necessidade, o terapeuta mostrava o som que era emitido ao clicar, e fazia com que a criança repetisse o exercício, tentando que ele aprendesse que o toque geraria um som que seria entendido pelo seu interlocutor, que atenderia seu pedido. O *tablet* ficou com as terapeutas e fonoaudiólogas, encarregadas de utilizar o aplicativo pelo menos uma vez nas suas atividades de terapia com crianças com autismo ou problema na comunicação, explicando o funcionamento e fazendo com que a criança expresse alguma necessidade, até que o seu uso fosse natural.
Após este treinamento com a prancha básica, disponibilizou-se à criança o aplicativo completo com as 6 categorias. Ao navegar pelo menu, com mais opções e funcionalidades, foram treinadas outras habilidades

cognitivas como percepção, memória, atenção, entre outras, ajudando a criança no seu desenvolvimento e principalmente cumprindo o objetivo do projeto: dar autonomia na forma de se comunicar.

3. Resultados

Foram visitados dois institutos na cidade de Curitiba-PR, Brasil, que atendem pessoas com diferentes tipos de disfunções, como autismo e paralisia cerebral: o Centro de Neuropediatria do Paraná (CENEP) e a Escola de Educação Especial Viviam Marçal. Apresentou-se separadamente o aplicativo, a um grupo de cinco fonoaudiólogos e cinco terapeutas ocupacionais, que usam no seu trabalho pranchas de comunicação alternativa como método de comunicação. Juntamente com o aplicativo, aplicou-se um questionário de avaliação, com o objetivo de descobrir a utilidade e benefícios que este novo dispositivo poderia trazer ao seu trabalho, assim como coletar sugestões de possíveis melhorias. Nas questões referentes ao uso de novas tecnologias, todos os profissionais concordaram que o seu uso no dia-a-dia de uma criança com problemas de comunicação incentiva o esforço pessoal do indivíduo.

Ao perguntar sobre pranchas de comunicação em *tablet*, consideraram relevante o fato de dar voz às imagens, não só por um melhor entendimento do locutor mas também como técnica de aprendizado da língua ao associar as imagens a uma mensagem completa.

Em termos de mobilidade, foram coletadas várias informações: o fato do *tablet* ser um eletrônico portável trouxe benefícios. Comparando com o uso de computadores, a sua inicialização é mais rápida, pode chegar a conter mais de uma prancha de comunicação por sua capacidade de armazenamento e oferece a possibilidade de uso em qualquer lugar, o que era um pouco mais difícil com as pranchas de cartolina.

Questões muito discutidas foram o preço e os cuidados com o *tablet*. Referente ao preço, pelo aplicativo ter sido desenvolvido em Android, a faixa de valores varia muito, havendo opções desde R$ 250,00 até R$ 2000,00 [7], sabendo que o protótipo desenvolvido funciona nas mais simples das configurações. Contudo, sabe-se que nem todas as famílias podem comprar um *tablet*. Por este motivo, pensou-se na disponibilidade do aplicativo também rodar em um telefone celular. Apesar de se perder um pouco no tamanho da tela, o Smart Phone (celular inteligente) é um dispositivo que a maioria das pessoas possuem hoje em dia. Assim, mães poderiam dar continuidade às terapias que seus filhos ou familiares recebem nos institutos e beneficiar-se das melhorias que esta aplicação traz à comunicação.

Referente aos cuidados do tablet, as principais recomendações foram: suportes de isopor como amortecedor de quedas, suportes fixados nas cadeiras de rodas ou nas próprias mesas, utilização de borracha ou velcro para aumentar o atrito, entre outras soluções sugeridas.

Os testes na Escola Vivian Marçal e CENEP trouxeram benefícios às crianças e educadores que utilizaram o aplicativo. Questionamentos difíceis de expressar, como “estou com dor” ou “não estou confortável na cadeira de rodas”, foram rapidamente detectados e corrigidos, e outros um pouco mais simples como a escolha da comida que se quer para uma refeição, ficou mais fácil de comunicar. Verificou-se também que o aplicativo requer um mínimo de mobilidade motora de algum dos membros superiores para ativar uma imagem, assim como é necessária uma adaptação na cadeira de rodas ou mesa de estudos, para manter o *tablet* fixo e num ângulo de visibilidade adequada, caso a criança possa usar somente uma das mãos.

3.1. O Aplicativo

O protótipo implementado contém seis categorias com as frases coletadas nas instituições. Pelo menos, 250 imagens já foram inseridas nas seis telas criadas com seus respectivos diálogos (som). Na tabela 1, citam-se alguns exemplos das mensagens gravadas.

As telas do sistema são apresentadas na figura 3. A tela principal mostra as seis categorias que contém o acervo de imagens para se comunicar. A segunda tela mostra um dos menus abertos, apresentando as primeiras oito imagens dessa categoria, podendo navegar nela por meio das setas ou deslizando o dedo, simulando folhear um livro.

Em cada uma das telas, o usuário encontrará botões de SIM e NÃO como resposta rápida a uma solicitação, assim como o botão HOME para voltar de forma rápida ao menu principal.

Os sons em MP3 foram gravados em um estúdio a fim de obter qualidade na voz e minimizar a influência de ruídos que poderiam diminuir a qualidade do sistema, fator muito importante por ser a audibilidade um dos

objetivos principais do produto. Testes nas escolas indicam que o uso de caixas acústicas amplificadas possa ser uma opção quando o aplicativo for usado em ambientes barulhentos.

	Sensações Sentimentos	**Necessidades**	**Lazer**	**Vestuário**	**Relações sociais**	**Comida**
1	Estou Feliz	Quero ir ao Banheiro	Quero passear	Não quero colocar esta roupa	Quero ficar com os meus amigos	Estou com sede
2	Estou triste	Quero tomar banho	Quero ir ao parque	Esta roupa esta apertada	Gosto disso	Estou com fome
3	Estou com dor	Estou com fome	Quero Usar o computador	Quero um casaco	Não Gosto disto	Não quero comer isto
4	Quero Ficar sozinho	Quero escovar os dentes	Quero passear no shopping	Quero minhas meias	Não entendi	Esta salgado
5	Estou com calor	Quero pentear o cabelo	Vamos Jogar Futebol	Quero Meus sapatos	Briguei em casa	Quero café
6	Estou com frio	Preciso cortar o cabelo	Quero ouvir música	Esta Apertado	Quero contar um segredo	Quero iogurte

Tabela 1. Categorias e Mensagens gravadas no protótipo

3.2. Discussão

No campo de desenvolvimento de aplicativos de comunicação alternativa e ampliada, que suportam pessoas com problemas na comunicação, encontraram-se diferentes soluções, conforme descrito na tabela 2, estudados com o intuito de descobrir o que existe disponível hoje para este grupo e poder acrescentar novidades funcionais no aplicativo criado.

Ao comparar o protótipo com aplicativos semelhantes disponíveis, constata-se que a maioria deles estão disponíveis somente em inglês, são poucas as opções 100% gratuitas que tenham todas as suas funcionalidades disponíveis, e na sua maioria rodam em ipad (*tablets* da Apple). Em português, são poucas as opções que apresentam imagem e voz de orações.

Outro dispositivo encontrado e que deu vazão a este projeto foi o B.A BAR, um leitor de código de barras que reproduz palavras e sons de códigos previamente gravados, portátil e com uma durabilidade de 4 h de funcionamento com um custo entre US$ 980,00 e US$ 1890,00 [11].

Pelo custo e pelo fato de não ter disponível em português, buscando oferecer qualidade de vida, mobilidade e autonomia à pessoa com *deficit* de comunicação oral, desenvolveu-se este estudo e aplicativo envolvendo novas tecnologias e técnicas de CAA ao alcance das pessoas e na sua língua nativa.

Na construção do aplicativo, constatou-se que com a evolução da tecnologia poderão ser implementadas novas funcionalidades voltadas à comunidade com deficiências na fala, que venham a agregar valor à sua qualidade de vida. Como próximos passos, espera-se transmitir as mensagens gravadas por meio de ligação telefônica ao usar o aplicativo num telefone celular, assim como poder dar voz a uma imagem tomada desde a câmera do celular ou *tablet*, a qual represente uma necessidade que não esteja disponível na biblioteca de imagens que existe hoje.

4. Conclusão

O dispositivo tem-se mostrado eficiente na evocação de mensagens vocais gravadas, no intuito de ajudar pessoas com problemas de fala. Para utilizá-lo, o usuário deve ter o mínimo de controle dos membros superiores a fim de acionar as funções e mensagens que deseja expressar por meio de um toque na tela.

Também tem mostrado que a portabilidade que os dispositivos de comunicação móvel apresentam pode ser usada como ferramenta de apoio, facilitando a vida de pessoas que por algum motivo não conseguem comunicar-se de forma oral.

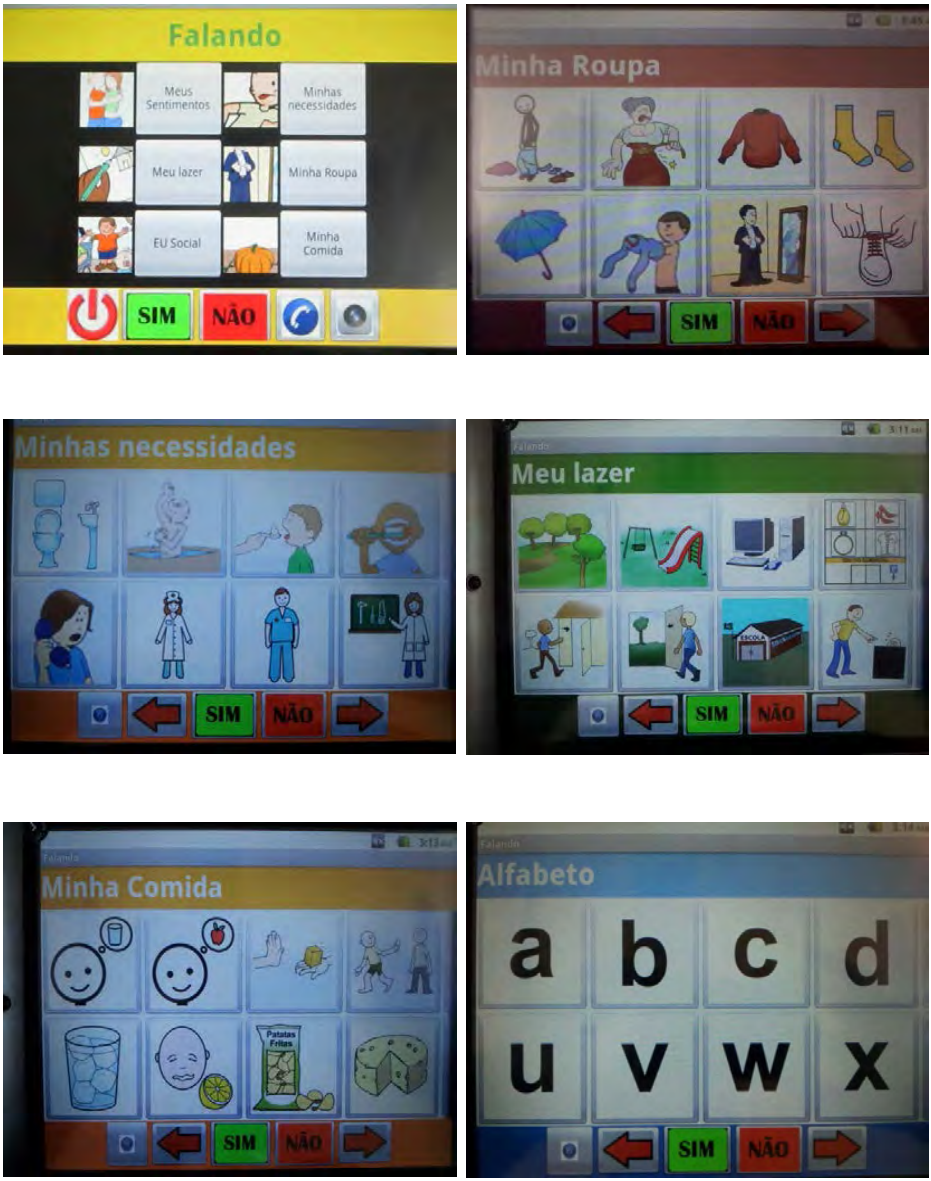


Figura 3: Visão Interna de cada uma das categorias do Aplicativo

Nome	Função	Plataforma	Valor
Verbally	Aplicativo text-speech. Usuários digita a frase que deseja transmitir, verbalmente e fala. Não há necessidade de uma conexão com a internet. Disponivel só em ingles.	iPad	gratuito (sem voz) US$109,99 (completa)
SonoFelx	Vocabulário que transforma símbolos em discurso claro.	iPhone, Android	US$109,99
GoTalk Now	Criar comunicação baseada em imagens, bem como da cena Visual Displays.	iPad	US$84,99
Proloquo2Go	Permite que as pessoas falem usando símbolos ou digitando texto numa voz que se adata a sua idade.	iPhone, iPad.	US$229,99
Touch Chat	Símbolos e texto com voz. Disponível em inglês britânico e americano.	iPhone, iPad, iPod Touch	US$159,99
AAC speech communicator	Formam frases a partir de uma lista de pictogramas (text-to-speech). Disponivel em ingles.	Android	Gratuito
Voice4u	170 memoráveis imagens de diferente spalavras que podem ajudar a melhorar a linguagem de crianças. Disponivel em ingles.	Android	R$136,90
FalaFácil	A criança deve apertar o botão de ação (Ex: Eu quero) e depois uma das opções possíveis que se encontram em baixo (Ex: Comida). Em português.	Android	Gratuito
Livox	Expressa em palavras diferentes símbolos. Disponível em português. È necessário entrar em contato para download pago.	iPad	Não disponível

Tabela 2. Aplicativos para ACC disponíveis, que visam melhorar a comunicação.

Referências

[1] G. Filho, T. Alves and L. Lopes, “Boletin Del real patronato sobre discapacidad”, Ministerio de educacion, política social y deporte, Madrid Espanha. N 63, p.p 14-23, 2008.
[2] M.J. Johnson, D. G. Evans, Z. M. Nurs and A. Caress, “The development and evaluation of alternative communication strategies to facilitate interactions with Somali refugees in primary care: a preliminary study” British Computer Society, 2006.
[3] M. Lucena, “a construção do conhecimento e o processo de cooperação entre jovens no uso educacional de redes de computadores”, SBIE, 1993.T. Wallace and A. Bradshaw, “Technologies and strategies for people with communication problems following brain injury or stroke”, NeuroRehabilitation, 2011.
[4] T. Kondo, K. Nakamura “mobile phone strategies to support learning for students with disabilities” Magical Pocket of Aki-chan Project. Tokio University, 2009.
[5] “World report on disability”, World health organization, 2011.
[6] J.M. Cafiero, “technology supports for individuals with autism spectrum disorders”, Technology in Action, 2008
[7] L. Miranda, I. Dias, “Contribuições da comunicação alternativa de baixa tecnologia em paralisia cerebral sem comunicação oral: Relato de caso ” Ver CEFAC, São Paulo, 2004.
[8] Desenvolvedores de aplicativos corporativos preferem iOS Android, NBUSINESS, July 2012.
[9] L. Pereira, “Android para desenvolvedores”, Brasport, Rio de janeiro, 2009.
[10] R. Lecheta, “Aprenda a criar aplicações para dispositivos moveis com o Android SDK”, Ed Novatec.2da ed., São Paulo, 2010.
[11] B.A BAR
[12] K. Fellbaum, “The future: Communication in an ambient intelligence environment”, Technology and Disability, 2008.
[13] C. Rodriguez, M. Rowe, B. Koeppel and L. Thomas, “Development of a communication intervention to assist hospitalized suddenly speechless patients”, Technology and Health Care, 2012.

Desenvolvimento de uma Plataforma Lúdica em FPGA Comandada por Sinais Eletrobiológicos

H. L. P. da Silva, E. M. O. Caldeira, A. Ferreira e A. Frizera-Neto

Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo – UFES
Av. Fernando Ferrari, 514 - 29075-910 Vitória-ES, Brasil
andrefer@ele.ufes.br

Resumo. O que se apresenta neste trabalho é uma plataforma lúdica baseada em jogos utilizando como comandos alguns sinais eletrobiológicos (musculares ou cerebrais), captados por eletrodos posicionados no corpo do usuário. Baseada em FPGA e em *hardware* específico para condicionamento de sinais, tal plataforma apresenta baixo consumo de energia (comparado a um PC Desktop), portabilidade e tem forte apelo na interação homem-máquina. Adicionalmente, cabe ressaltar que tal proposta tem como público alvo crianças com dificuldades motoras que não conseguem utilizar vídeo games tradicionais. A plataforma pode ser usada também em casos onde a criança tenha algum tipo de dificuldade de aprendizado, com jogos que permitam uma melhoria no seu desenvolvimento.

Palavras-chave: FPGA, jogos, interação homem-máquina, EMG/EEG, tecnologias assistivas.

1. Introdução

O uso de vídeo games tem sido um meio de entretenimento para crianças nos últimos anos. Entretanto, crianças com dificuldades motoras muitas vezes não têm a possibilidade de utilizar tais aparatos e a maioria deles não permite a adaptação, uma vez que são plataformas fechadas. Este artigo apresenta uma plataforma de jogos que permite a crianças com problemas motores realizar o controle de jogos usando sinais eletrobiológicos. Estes sinais são captados por eletrodos, pré-processados em uma placa, convertidos para sinais digitais em uma PMOD-AD1[1] e enviados a uma FPGA Xilinx Spartan3E em uma placa de aprendizagem Nexys2 da Digilent [2]. O *hardware* na FPGA, programado em linguagem VHDL, controla o jogo apresentando suas fases em um monitor de vídeo usando o padrão VGA, tendo os sinais eletrobiológicos de entrada como sinais de controle. A proposta da plataforma é trabalhar com a criança de forma lúdica, tornando sua vida similar à de outras crianças que não tenham tais problemas motores, permitindo a ela aprender e se divertir.

O primeiro jogo proposto para a plataforma é chamado Jogo da Minhoca (também chamado *Snake* - cobra em inglês) onde uma minhoca se movimenta na horizontal ou na vertical no espaço do monitor limitado por "paredes". A minhoca cresce quando come as "comidinhas" espalhadas pelo ambiente e o jogador pontua nestes momentos. O jogo tem 5 fases com duração de 60 segundos cada, em que o nível de dificuldade vai aumentando pelo acréscimo de "paredes" no interior do ambiente e, claro, pelo aumento no tamanho da minhoca. Uma chave na placa permite configurar o jogo em dois níveis de dificuldade. No nível difícil a minhoca "morre" quando choca com alguma das paredes ou com ela mesma, e o jogo termina. No nível mais fácil os choques não são fatais. O jogador pode mudar a direção da minhoca e continuar jogando até que todas as fases sejam ultrapassadas. Para facilitar o controle pela criança, em todos os casos, os comandos usados são somente virar à esquerda ou à direita (em relação à direção em que a minhoca está seguindo).

2. Metodologia

O sistema apresentado consiste em um módulo de aquisição de dados eletrobiológicos e pré-processamento, uma placa de conversão A/D, uma placa Nexys2 da Digilent que possui uma FPGA Xilinx XC3S1200E e um monitor de vídeo para a interface com o usuário. O diagrama básico é mostrado na Figura 1.

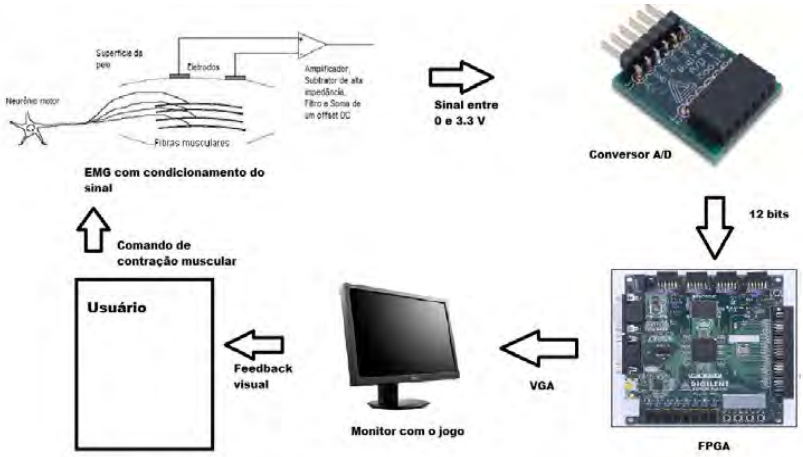


Figura 1. Sistema implementado.

No jogo da minhoca são utilizados os sinais eletromiográficos, os quais são captados por eletrodos 3M Red Dot. Estes sinais são bipolares podendo ter amplitude de até 10mV e possuem um espectro útil de 10 a 500 Hz, com um intervalo dominante entre 50 e 150 Hz [3]. O conversor A/D da placa PMOD-AD1 espera em sua entrada sinais positivos na faixa de 0 a 3,3V. Sendo assim, um sistema de pré-processamento é usado para amplificar este sinal e adicionar um nível DC (*offset*). Além disto, o sinal é adquirido de forma diferencial de modo a eliminar a influência do ruído gerado pelos equipamentos ao redor do mesmo e que são mais pronunciados na frequência de 60 Hz.

O conversor A/D da PMOD - AD1 utilizado tem dois canais de conversão simultâneos, cada um com um conversor AD7476A de 12 bits e um filtro *anti-alias* Sallen-Key com dois pólos na frequência de 500KHz. O conversor usa o barramento serial padrão SPI/MICROWIRE™ para enviar o dado convertido ao sistema na FPGA. Neste padrão a barra serial pode funcionar a até 20MHz [1].

A placa Nexys2 da Digilent possui uma FPGA Xilinx XC3S1200E, um cristal que gera um clock de 50MHz, 8 chaves High/Low, 8 LEDs, 4 Displays de 7 segmentos, um conector serial RS232, um conector PS2, um conector VGA, além de conectores para a expansão por PMODs como o PMOD-AD1 usado neste projeto. A placa possui ainda um chip de memória SDRAM e outro Flash com 16MBytes os quais não são usados neste projeto. A FPGA possui 8 bits para a configuração de cores no monitor de vídeo, sendo 3 para vermelho (r2, r1, r0), 3 para verde (g2, g1, g0) e dois para azul (b1, b0), permitindo portanto a realização de 256 cores. A placa é alimentada e a FPGA é configurada por meio de um cabo USB conectado a um PC [2].

3. Implementação

O circuito de aquisição e condicionamento do sinal eletromiográfico para um canal é mostrado na Figura 2. São utilizados dois canais, cada um para um comando do jogo (virar à esquerda e à direita), com dois eletrodos por canal, além do eletrodo terra, comum aos canais e que deve ficar afastado da região de captura dos dados. Para cada canal amplifica-se a diferença do potencial de cada eletrodo em relação ao eletrodo terra de modo a eliminar o modo comum do ruído através da configuração conhecida como subtrator de alta impedância [4]. Após a amplificação e extração do ruído o último bloco serve como filtro passa-altas com frequência de corte em 0.07 Hz [3], *offset* e também como amplificador. De modo que após esse pré-processamento o sinal está preparado para ser convertido para digital e então processado pela FPGA.

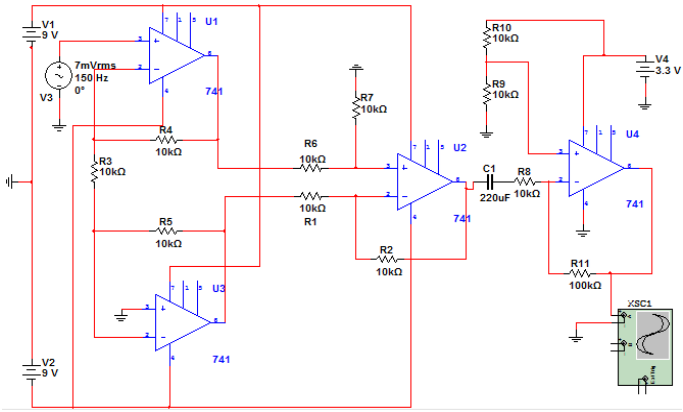


Figura 2. Circuito de aquisição e condicionamento do sinal EMG.

A conversão A/D é de 12 bits com um intervalo de 0 a 3,3 V o que fornece um degrau de resolução de 0,806 mV, suficiente para o tratamento do sinal amplificado. O envio do sinal para a FPGA tem de ser feito de acordo com o diagrama de temporização mostrado na Figura 3.

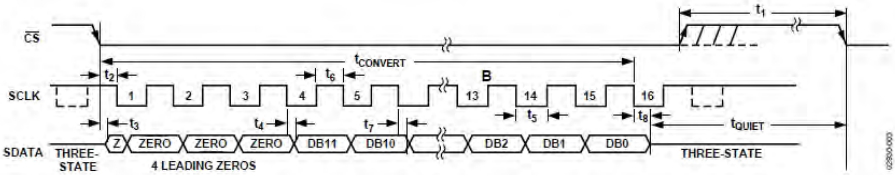


Figura 3. Diagrama de temporização da interface serial do conversor A/D [5].

O SCLK enviado ao conversor deve ser de no máximo 20 MHz e são necessários 16 ciclos do mesmo após a borda de descida do *chip select* para que os dados da conversão sejam completamente enviados. Após o envio, os dados de ambos os canais são armazenados em um banco de registradores para uso no processamento digital e extração de características relevantes à implementação dos comandos.

Os comandos são determinados através da análise de atividade de contração muscular e, em caso positivo, é gerado um comando para que a minhoca vá para a esquerda ou direita de acordo com o canal lido. Havendo simultaneidade pode-se interpretar como um novo comando, como o de "Começar", por exemplo. Para distinguir a contração muscular no sinal é necessário analisar sua amplitude, que aumenta significativamente quando a contração ocorre. De modo que é sugerida a seguinte máquina de estados, mostrada na Figura 4.

O estado S0 representa o músculo completamente relaxado, ou seja, a análise de amplitude pico a pico do sinal através dos dados armazenados nos registradores se mostra menor do que uma possível atividade muscular significativa. Quando a amplitude pico a pico cresce e passa por um limiar, pode ser uma contração ou apenas algum ruído, por isso ao passar para o estado S1 inicia-se um contador que registrará o tempo que o músculo permanece com uma amplitude pico a pico elevada. Se o tempo for menor do que um valor mínimo para caracterização de uma contração muscular, assume-se que seja apenas um ruído e retorna-se ao estado inicial S0. Caso o tempo seja maior, considera-se que houve contração e a ação de virar a minhoca é validada de modo que prossegue-se para o estado final S2, que espera que a amplitude pico a pico volte a ficar baixa o suficiente para retornar ao estado S0.

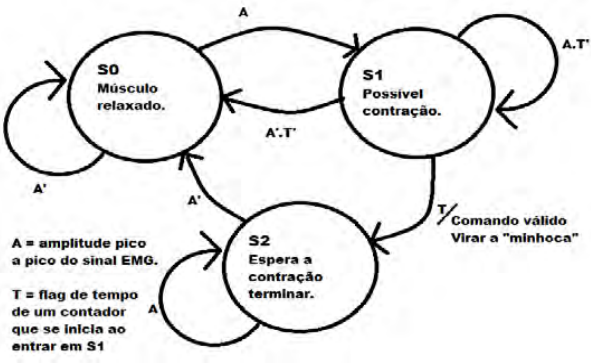


Figura 4. Máquina de estados para determinação da contração muscular.

Através dessa abordagem, captando sinais no braço direito e esquerdo por exemplo, é possível comandar de forma simples jogos que possuam no máximo três comandos básicos, como o jogo em questão.
A Figura 5 apresenta uma tela do jogo onde, para maior clareza, alguns elementos foram destacados (a minhoca com a "cabeça" em uma cor diferente, as "paredes", as "comidinhas", o placar com a pontuação e o tempo restante desta fase. Note que o *grid* facilita a dirigibilidade da minhoca pela criança.

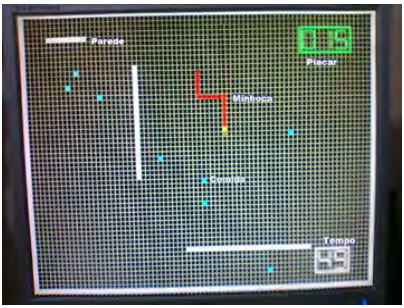


Figura 5. Máquina de estados para determinação da contração muscular.

4. Testes e resultados

A Figura 6 mostra o projeto operando com o circuito de aquisição e adequação EMG para um canal montado em um protoboard e o usuário comandando o jogo via contrações musculares. Deve-se notar que o eletrodo de referência foi posicionado no cotovelo e os eletrodos de sinal foram colocados em sentido longitudinal no músculo do braço esquerdo.
O PMOD-AD1 utilizado para fazer a conversão A/D possui dois canais simultâneos de conversão, o que possibilita a captação de dois sinais EMG, um vindo de cada braço, por exemplo, para os comandos do jogo de virar à direita ou à esquerda. Porém, nos testes realizados foi utilizado apenas um canal, sendo possível que apenas um comando por sinal eletromiográfico fosse utilizado. O outro comando era realizado por um push buttom já presente na FPGA e que gerenciava os comandos do jogo antes da adaptação para comandos eletromiográficos.
O usuário deve, antes de usar a plataforma, ajustar os potenciômetros de cada canal, para que os comandos de virar a minhoca sejam aceitos apenas quando há a contração muscular.
Ao realizar os testes de posicionamento de eletrodos para a aquisição do sinal EMG, nota-se que mesmo ao posicioná-los seguindo as fibras como descrito no Capítulo 2, o grupo muscular utilizado para a captura desses sinais possui alguma influência sobre a amplitude do sinal captado e o ruído a vir com o mesmo.

Apenas um usuário testou o projeto, o que tornou a calibração pelos potenciômetros mais fácil de ser realizada e a definição do conjunto muscular a ser o alvo da aquisição dependente somente do conforto do mesmo. No caso, foi a região do pulso a ser utilizada, embora possua um sinal de intensidade menor quando comparado a análise nos bíceps, o cansaço é menor realizando contrações frequentes.

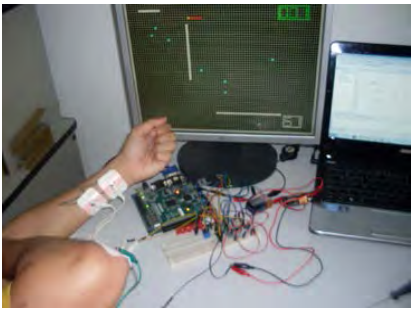


Figura 6 – Usuário comandando o jogo por sinais EMG

O controle do sistema não possui obstante, sensibilidade muito boa. A contração muscular deve ser contida para que múltiplos sinais de "virar à direita" ou "virar à esquerda" sejam repetidas e não pode ser de baixa intensidade para que não sejam ignoradas. Sendo assim é necessário algum treinamento para que o usuário controle bem o jogo.

O tempo de espera para caracterização do sinal como um comando válido e o tamanho do registrador para o intervalo de tempo, como janela de análise se a amplitude do sinal é pico a pico é maior do que um mínimo, foram definidos através de repetidos testes para saber como o sistema atendia melhor aos comandos. O registrador possui um tamanho de 1024 amostras, que com uma frequência de amostragem de 1,53 kHz, representa cerca de 600 milissegundos. Já o tempo para validação da contração foi de cerca de 300 milissegundos a mais, totalizando um tempo total de cerca de 900 milissegundos.

5. Conclusões

O projeto proposto possui como fatores de mérito o uso de processamento dedicado de sinais através de síntese de *hardware* utilizando FPGA, em contra ponto aos microcontroladores geralmente utilizados, e também o apelo de tecnologia assistiva ao desenvolvimento de plataformas lúdicas de modo há entreter, educar e possivelmente ajudar na recuperação de crianças com transtorno de desenvolvimento de coordenação, por exemplo.

Nos testes realizados, foi possível usar o sinal eletromiográfico obtido no músculo do braço para controlar o jogo. Entretanto como a caracterização de amplitude pico a pico e o tempo médio do sinal eletromiográfico pode mudar ligeiramente de um usuário para o outro. Sendo assim, deve-se elaborar uma fase de calibração, onde será requisitada a contração muscular, para que possa ser gravada como característica do usuário atual e usada em seu posterior reconhecimento durante a utilização da plataforma. Além disto, é preciso fazer o treinamento do usuário para que ele obtenha sucesso ao mudar a direção da minhoca usando a contração muscular como sinal de comando.

Referências

[1] Digilent PmodAD™ Analog to Digital Module Converter Board Reference Manual (Manual).
[2] Digital Nexys 2 Board Refence Manual (Manual).
[3] N. M. López Celani. Procesamiento de Señales Electromiográficas Superficiales para el Control de Dispositivos Robóticos, Universidade Nacional de San Juan Março de 2010 (Tese de doutorado).
[4] Smith K.C./ Sedra/ Adel S. – Microeletrônica, 5ª edição, editora Pearson / Prentice Hall, 2007.
[5] Datasheet AD7476, Analog Devices.

Temática 2

Movilidad y Orientación

Caracterización de Variables Cinemáticas de la Marcha Humana Mediante un Sistema Computarizado de Captura de Imágenes Subacuáticas en el Tanque de Marcha de la Clínica Universidad de la Sabana

Luis. Rodríguez[1], Alex. Sierra[1], Mauricio. Valencia[2], Juan. Ortiz[2] y Catalina. Gomez[2]

[1]Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito: Ak 45 No 205-59, Bogotá, Colombia, 6683600, luis.rodriguez@escuelaing.edu.co 2Clinica
[2]Universitaria de la Sabana: Dirección, km. 7, Autopista Norte de Bogotá, Colombia.

Resumen. Se ha investigado el proceso de ejecución de las terapias en el agua que se realizan en varios centros de rehabilitación en el entorno nacional e internacional, y no se ha definido un modelo o un sistema de medición de esta herramienta en rehabilitación. Teniendo en cuenta que la terapia física y los procesos de rehabilitación deben tener un punto de apoyo en datos mensurables y observacionales objetivos, y que hay pocos estudios que vinculen variables biomecánicas en el medio acuático; el presente estudio analiza el movimiento de personas sanas en el medio acuático a través de los parámetros cinemáticos angulares de rodilla y tobillo en las fases y subfases de la marcha, usando un sistema electrónico que permite medir variables biomecánicas, a partir de un sistema de imágenes digitalizadas adquiridas en el tanque de marcha, contribuyendo así con la promoción de los conocimientos existentes sobre el tema propuesto y, al mismo tiempo , determinando si el tanque de marcha es una herramienta de evaluación y desarrollo de tratamientos de terapia física en las personas que necesitan la recuperación cinética funcional de la marcha.

Palabras clave: Rehabilitación; Acuaterapia; Imágenes 2D; Robótica médica.

1. Introducción y contenidos

Se puede definir la marcha como la forma de desplazamiento en posición bípeda propia del ser humano en la que se suceden apoyos bipodales y monopodales (1). La marcha requiere un proceso de desarrollo y automatización. En el hombre el desarrollo se produce en sentido céfalo-caudal; por ejemplo, el niño consigue mantener erguida la cabeza entre las 6 semanas y los tres meses, comienza a coger objetos entre los 4-5 meses e inicia la marcha independiente después del año.(2)

Autores como McGraw y André Thomas estudiaron el reflejo de marcha automática y, de sus observaciones, se podría concluir que la marcha es algo innato. La marcha se adquiere por imitación y aprendizaje, mediante el sistema de ensayo-error (2) Para otros autores, sin embargo, la marcha es un proceso aprehendido y no el desarrollo de un reflejo innato (3) Cada persona muestra en su desarrollo unas características propias que están determinadas por diversos factores como el entorno o las diferencias existentes en la masa y longitud de los distintos segmentos corporales (4,5).

Los primeros pasos en el ser humano son tardíos a diferencia de otros animales; muchos cuadrúpedos tienen noción de equilibrio desde el momento del nacimiento, otros la adquieren en pocos días o pocas semanas; el ser humano necesita un período más prolongado hasta conseguir la posición bípeda y la marcha independiente (6).

La hidroterapia es utilizada en los procesos de rehabilitación de numerosas patologías neurológicas y osteomusculares. La terapia acuática ha sido utilizada en los procesos de rehabilitación de personas con trastornos de la marcha desde hace muchos años, y el uso del tanque de marcha es frecuente como herramienta de trabajo, sin embargo existe poca evidencia documentada sobre la evaluación objetiva de la eficacia que tiene esta terapia en la recuperación de los pacientes. En Colombia, han sido pocas las investigaciones realizadas sobre el estudio de variables biomecánicas cuantitativas que permitan establecer la eficacia real y sustentada de los tratamientos realizados con hidroterapia. Este estudio se ha realizado en la Clínica Universitaria de la Sabana.

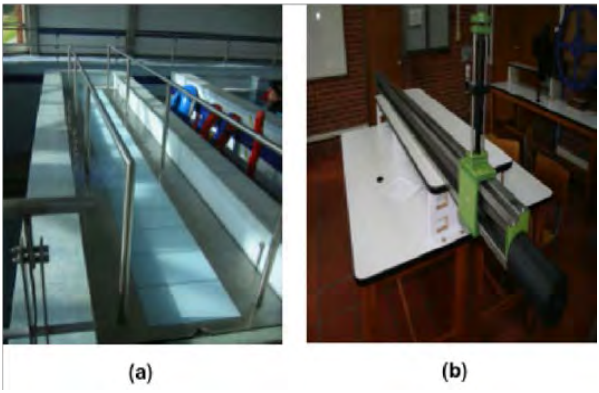
En este artículo presentamos la evaluación del sistema Robótico para la monitorización del proceso de marcha en ambiente acuático. En artículos previos se han presentado el desarrollo tecnológico del sistema y se han presentado resultados de las pruebas técnicas y el proceso matemático para la determinación del ángulo basado en el procesamiento de imágenes digitales [7] y [8]. Por lo tanto en este trabajo nos centramos en las pruebas clínicas y la validación estadística de la información.

2. Metodología

En el año 2012 se cuantificaron las variables cinemáticas de los parámetros angulares de rodilla y tobillo, y la duración de paso completo en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana, en 4 individuos sanos, mediante un sistema robótico de captura de imágenes subacuáticas, determinando la sensibilidad y veracidad de resultados obtenidos por el sistema, presentando mediciones para la estandarización de la evaluación y la implementación del uso de la cámara subacuática bajo parámetros de medicina basada en la evidencia, en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana.
Los puntos analizados en este estudio sagital y cinemático de la marcha humana corresponden al cóndilo femoral lateral y al maléolo lateral. Los marcadores pasivos son de colores, impermeables con dimensiones iguales a 3,5 x 3 cm. Figura 1.

Figura 1: Ubicación de marcadores para la identificación del ángulo de la rodilla

Cada individuo se sumerge en el tanque de marcha, con el nivel de agua en las apófisis xifoides, caminando a una velocidad de su elección.
El sistema robótico consta de un sistema de cadena y una plataforma móvil en el piso del tanque, que ajusta la posición final de la cámara submarina, ver figura 2.



Figuras 2: Piscina de marcha y eje robótico para el movimiento de la cámara.

La captura y digitalización de la secuencia de imágenes se realiza a través de un importador de tarjeta de vídeo Pinnacle, que transmite la información a un computador portátil mediante el puerto USB. El

almacenamiento de información de vídeo en formato AVI es inicialmente en el equipo y, a continuación, en una unidad externa y portable.
El sistema permite grabar en video lo que se adquiere por la cámara, y a partir de estos videos, se puede hacer análisis del ángulo entre 3 marcadores, ya sea de manera manual o automática, y permite revisar los videos grabados cuadro por cuadro.
Se diseñó un algoritmo de procesamiento para el protocolo de adquisición de imágenes. Este algoritmo se basa en un método automático para el cálculo de la variación del ángulo de la rodilla y del tobillo, que consiste en una etapa de pre procesamiento de la secuencia de imágenes, otra de segmentación de los marcadores pasivos del eje central de la pierna, seguido del procesamiento basado en morfología matemática, y finalmente la etapa de cálculo del ángulo.
Pre procesamiento de la secuencia de imágenes (sistema de medición):
Modo Automático:

- Se determina el color de filtro para hacer el umbral.
- Se filtra por umbral de color es decir en la imagen todo lo del color se mantiene en blanco y lo que no sea de ese color se vuelve negro, generando una colección de puntos candidatos.
- Dentro de los puntos candidatos más grandes, se busca la forma (circulo) y a este se le determina el centroide de masa (centro del circulo)
- Se trazan 2 vectores entre estos puntos, tomando como 0, el punto central ya sea rodilla o tobillo.
- Por definición del producto escalar en vectores se determina el ángulo entre estos

$$\vec{X} \cdot \vec{Y} = |\vec{X}| * |\vec{Y}| * Cos(\Theta) \qquad (1).$$

$$\frac{\vec{X} \cdot \vec{Y}}{|\vec{X}| * |\vec{Y}|} = Cos(\Theta) \qquad (2).$$

$$\cos^{-1}\left(\frac{\vec{X} \cdot \vec{Y}}{|\vec{X}| * |\vec{Y}|}\right) = \Theta \qquad (3).$$

3. Resultados y discusión

Con el objetivo de validar la posibilidad de cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos, usando video fotogrametría como sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas; a continuación, se describen los resultados de la caracterización de las variables para rodilla y tobillo derecho, con registro en plano sagital.
Se realiza la filmación de marcha subacuática de 4 individuos sanos con participación voluntaria por género (50% femenino, 50% masculino), con media y desviación estándar para edad 29 +- 7 años, talla 1,71 +- 0.03 M, peso 69 +- 10 Kg, índice de masa corporal 24 +- 2,8 Kg/m2, frecuencia cardiaca 75 +- 4,5 pulsaciones por minuto, y frecuencia respiratoria 17+- 1,2 ciclos por minuto. Con evaluación previa de los rangos de movilidad articular por goniometría de cadera, rodilla, tobillo y hallux; para ambos hemicuerpos.
Se evalúan 10 ciclos de marcha sobre la banda por persona como número de ciclos válidos; sumergidos hasta el nivel del apéndice xifoides, y 5 capturas por sesión y movimiento para cada uno, con recorrido de 4 metros, durante 10 segundos, con velocidad de paso determinado por condiciones de 'comodidad' otorgadas por cada individuo para las cinco pruebas; con desentrelazado de 30 fotogramas por segundo, logrando la digitalización de marcadores superficiales con mayor precisión por medio del sistema utilizado; exportando datos cinemáticos (duración del paso, rangos de movimiento por segmentos corporales) en proyección sobre el plano sagital para tres pasos con longitud completa, para ser tratados matemáticamente; utilizando como herramientas razonadas los programa Microsoft Excel y Minitab Statistical Software.
Se entiende como longitud de paso completo, la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie [4,23]; la duración de paso será entendida entonces, como el tiempo en que el individuo tarde en ejecutar esta acción.
Se toma como muestra, la duración de paso completa (DPC) de tres recorridos en 5 pruebas, con criterio de velocidad 'comodidad' otorgada por pada sujeto; encontrando tiempo en segundos:

Genero			Femenino		Masculino	
Sujeto			1	2	3	4
PRUEBA	1	DPC.P1	2,24	4,52	3,2	1,96
		DPC.P2	2,24	3,24	1,24	2,52
		DPC.P3	1,32	5,36	2,32	2,32
	2	DPC.P1	0,96	2,92	0,96	1,24
		DPC.P2	2,56	2,24	2	2,56
		DPC.P3	0,32	2,28	2,4	3
	3	DPC.P1	1,44	3,88	2,8	2,08
		DPC.P2	1,84	3,72	2,96	3
		DPC.P3	2,4	4,12	2,4	2,54
	4	DPC.P1	1,84	4,16	2,72	0,92
		DPC.P2	2,4	4,04	3,04	2,48
		DPC.P3	2,24	5,08	2,56	2,32
	5	DPC.P1	0,72	4,68	2,16	1,76
		DPC.P2	2,56	4,28	3,12	2,12
		DPC.P3	2,16	3,52	2,64	2,84

Tabla 1. Determinación de duración de paso completa (DPC) en tiempo en segundo, en los cuatro sujetos en cada prueba.

Para estas condiciones, se encuentran duraciones de paso en segundos con valores mínimos (media 1.81) y máximos (media 4.16) en el género femenino para realizar un paso completo en condiciones subacuáticas; por otra parte, valores medianos 'aproximados' en el masculino (media 2.64 – 2.24).

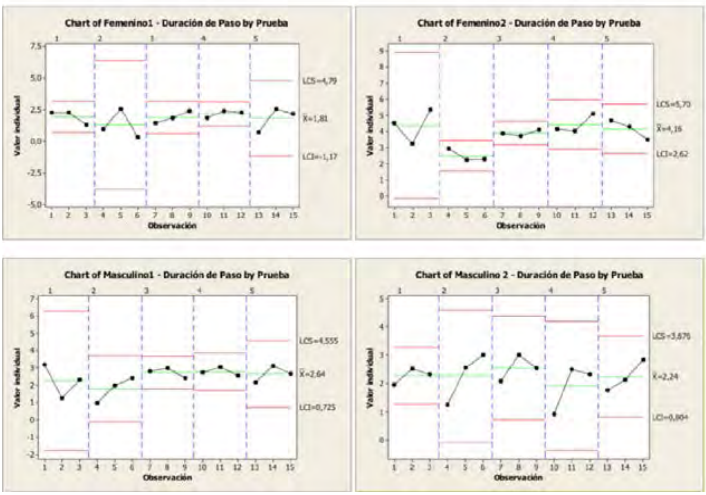


Figura 3. Graficas estadísticas de la duración de paso por prueba de cada sujeto femenino y masculino.

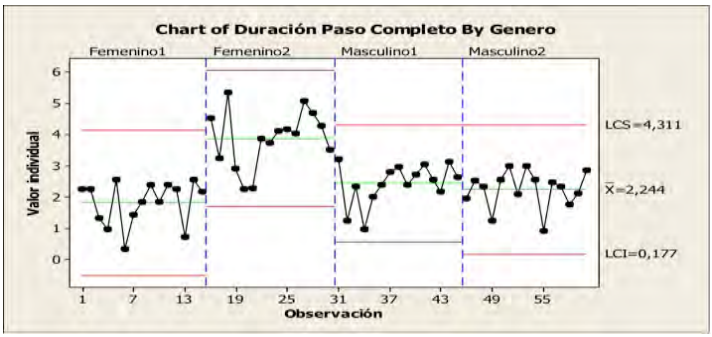


Figura 4. Grafica de la tendencia y comparación del paso completo por género en todas las observaciones.

Se encontró que el 100% de los datos obtenidos para rodilla a través de valores P-Value < 0.05, denotan registros estadísticos confiables obtenidos del sistema computarizado de captura durante el estudio. Se encontró también que el 45% de los datos obtenidos para tobillo cuentan con confiabilidad estadística representada con P-value < 0.05; encontrando en registro de video para datos no confiables errores instrumentales y de posicionamiento de marcadores (desplazamiento durante la inmersión, desplazamiento por resistencia del agua, características de elaboración del marcador, sistema de fijación utilizado); corroborando los hallazgos descritos en otros protocolos de colocación de marcadores, en la figura 5 se muestra un ejemplo de los ángulos obtenidos en la rodilla.

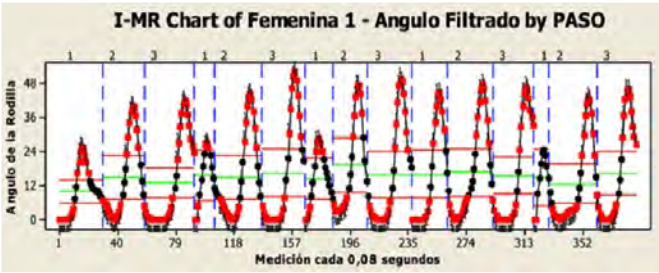


Figura 5. Ejemplo de representación gráfica de los datos de ángulo de la rodilla de uno de los sujetos monitorizado.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Según resultados obtenidos, se puede validar la posibilidad de cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos, usando video fotogrametría como sistema computarizado de captura de imágenes subacuáticas, en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana. El sistema robótico y el software utilizados, son sensibles para cuantificar las variables cinemáticas de la marcha humana, en individuos sanos, a diferentes velocidades de paso completo, en el tanque de marcha de la Clínica Universidad de la Sabana. Se cuantifican las variables cinemáticas de la marcha humana, de los parámetros angulares de rodilla y tobillo y la duración de paso completo en el tanque de marcha de la Clínica Universitaria de la Sabana; encontrando que desde el análisis:

El 100% de los datos obtenidos para rodilla cuentan con confiabilidad estadística representada con P-value < 0.05. El primer paso difiere de los subsiguientes, con registros menores al segundo y al tercero, con hipótesis de variables externas influyentes (entre otras acomodación, potencia, resistencia); además, que el comportamiento del segundo y tercer paso son similares para cada una de las pruebas. Se encuentran duraciones de paso en segundos con valores mínimos y máximos en el género femenino para realizar un paso completo en condiciones subacuáticas; con valores medianos 'aproximados' en el masculino. La media global por genero muestra 'menor' duración de paso completo en el género masculino (4.1 +- 0.8) sobre el

femenino (5.4 +- 0.8). El ángulo filtrado de flexión de la rodilla durante la fase de balanceo en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género masculino (52.2 +- 9.7) que en el femenino (45,6 +- 7.0). El ángulo filtrado de flexión de la rodilla durante la fase de apoyo en el ciclo de marcha subacuática es mayor en el género masculino (1.6 +- 1.5) que en el femenino (0.1 +- 0.01).

En la actualidad el grupo de investigación está trabajando en un nuevo sistema de cámaras que permiten estar fijas dentro de la piscina y eliminar el proceso de sincronización entre el robot y el paciente. Además como apoyo a la medida se está implementado el uso de electro goniometría y electromiografía antes y después de la finalización de la terapia. Esperamos con estos resultados apoyar al proceso de rehabilitación en la clínica y al sistema de salud Colombiano.

Referencias

[1] Collado Vázquez S. Análisis de la marcha con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Medicina de la Universidad Complutense; 2002.

[2] Blanc Y. Adquisición de la marcha en Viel E. En: La marcha humana. La carrera y el salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. Barcelona: Masson; 2002.p.205-215..

[3] Shaffer D R. Psicología del desarrollo. Infancia y adolescencia. Thomson Learning; 2000.

[4] Esteban MJ, Pellicer MC. Descripción y análisis de la marcha humana y de los patrones de movimiento necesarios para la recuperación de la fase de oscilación en la marcha normal. Tratamiento neurológico. Fisioterapia 1989 (40):719.

[5] Rodríguez Torres, R. Análisis de la marcha infantil. [Tesis Doctoral]. Alcalá de Henares: Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá de Henares; 1.993.

[6]Sutherland D, Olshen R, Biden E, et al. The development of mature walking. Clin. Develop. Med. Oxford, Mac Keith Press 1988; 104, 105.

[7] Luis. Rodriguez; et all, "Uso del tanque de Marcha en Pacientes en proceso de rehabilitación en la Clínica Universitaria Teleton. Como herramienta de evaluación de resultados" En: Colombia. 2008, iberdiscap 2008 Cartagena, Colombia.

[8] Luis. Rodriguez; et all, "Herramienta de Evaluación para Terapias de Rehabilitación en Marcha Subacuática", iberdiscap 2011, Palma de Mallorca, España.

Sillas de Ruedas Inteligentes: del Laboratorio al Mercado

J. C. García, M. Marrón, M. Mazo, J. Ureña y D. Gualda

Departamento de Electrónica. Edificio Politécnico. Campus Universitario.
28805-Alcalá de Henares. Madrid (Spain).
E-mail: jcarlos.garcia@uah.es. Tel.: (+34)-91-885-6540. Fax: (+34)-91-885-659110)

Resumen. La investigación en Sillas de ruedas Inteligentes (*Intelligent Wheelchairs* - IW) ha sido un tema de investigación activa en las Tecnologías de Apoyo desde los años 1980. Pero tras más de 30 años de investigaciones casi ninguno de estos prototipos ha llegado a los potenciales usuarios. Este trabajo trata de analizar los problemas que mantienen a estos vehículos dentro de los laboratorios. Entre las posibles razones, dos destacan sobre el resto: la falta de sensores adecuados (en términos de coste y fiabilidad) y la falta de una plataforma estándar en el mercado sobre la que construir una IW. Bajo nuestro punto de vista es preceptivo reducir el coste de construir una IW, usando para ello elementos Electrónicos y de Comunicaciones estándar (USB, CAN, WiFi, etc.) con el objetivo de garantizar su compatibilidad con otros sistemas y servicios presentes en el entorno y facilitar su adaptación a los diversos perfiles de usuarios.

Palabras clave: Sillas de ruedas inteligentes, asistencia a la movilidad, control distribuido.

1. Introducción

Descripción del objetivo, antecedentes y fundamento teórico del trabajo. (Arial Narrow 10)
En las últimas décadas ha habido continuos y espectaculares avances en las áreas tecnológicas relacionadas con los sistemas de robótica móvil. Sensores, procesadores y actuadores cada vez mejores y más baratos, unidos a avanzadas estrategias de control, son los actores de estas mejoras. Gracias a estos avances se han venido proponiendo aplicaciones innovadoras a estos sistemas robóticos, algunas de ellas en el campo de las Tecnologías de Apoyo o de la Asistencia.
Ya a comienzos de los años 1980, ciertos trabajos de la Universidad de Stanford [1] proponen utilizar sensores ultrasónicos sobre una Silla de Ruedas adaptada. En los años 1990, otros grupos de investigación alrededor del mundo comenzaron a desarrollar vehículos de Asistencia a la Movilidad innovadores ([2] [3] y [4]). En su concepto inicial, estos vehículos eran similares a cualquier robot móvil estándar: ruedas, motores, baterías y controladores. El propósito de estos trabajos era lograr un vehículo autónomo al que podemos denominar Silla Inteligente (IW - *Intelligent Wheelchair*).
En la actualidad, más de tres décadas después de estos prometedores arranques, solo un puñado de estas investigaciones ha llegado a los potenciales usuarios de estos sistemas: aquellas personas con severas restricciones en su movilidad. A lo largo de este tiempo, más y más equipos de investigación se han sumado a estos trabajos, más o menos con los mismos resultados. Es tiempo de echar la vista atrás y tratar de identificar qué problemas impiden que los resultados de estas investigaciones lleguen por fin a beneficiar a los usuarios finales.

2. Una breve revisión de la investigación en Sillas de Ruedas robóticas

Actualmente realizar una revisión de los trabajos en Sillas de Ruedas robóticas es una tarea casi imposible. Una primera dificultad estriba en la falta de una nomenclatura estándar para referirnos a tales sistemas de Asistencia a la Movilidad. Dado que prácticamente toda la literatura científica se encuentra en inglés, las denominaciones más o menos reconocidas para estos sistemas se han de referir a esta lengua. Así, los términos más usados para adjetivar a una Sillas de Ruedas (W – *Wheelchairs*) son: *Smart* (SW), *Intelligent* (IW), *Advanced* (AW), *Autonomous* (AuW), *Robotic* (RW), aunque existen además ciertas variaciones sobre los mismos o parecidos términos. Tomando en cuenta solo las cinco variaciones de nombres de la lista anterior (SW, IW, AW, AuW y RW), se ha realizado una búsqueda de referencias usando la herramienta

Google Scholar. Los resultados de esta búsqueda se resumen en la Tabla 1. Se muestra en dicha tabla la cantidad de publicaciones científicas en las que se incluye alguno de los citados nombres desde el año 1980, agrupados en periodos de cinco años; los datos para el quinquenio 2010-2014 se extrapolaron a partir de los obtenidos en 2013, asumiendo un crecimiento lineal en este periodo.

Periodo de cinco años	desde	desde	desde	desde	desde	desde	previsto	actual
Concepto	**1980**	**1985**	**1990**	**1995**	**2000**	**2005**	**2010**	**2010-13**
Advanced wheelchair	1	3	8	26	24	68	81	57
Autonomous wheelchair	0	2	11	95	189	322	356	249
Intelligent wheelchair	0	3	11	104	182	541	899	629
Robotic wheelchair	0	0	3	72	237	749	901	631
Smart wheelchair	3	4	13	59	80	391	544	381
Totales:	4	12	46	356	712	2.071	2.781	
Incremento relativo:		200%	283%	**674%**	100%	**191%**	34%	

Tabla 1. Número de publicaciones científicas sobre los conceptos mostrados, en periodos de cinco años. Fuente de información: búsquedas en Google Scholar (hasta mayo de 2013).

Aunque los datos de la Tabla 1 no pueden tomarse como exactos (en ocasiones se definen como 'Smart' sillas convencionales, no motorizadas, pero con alguna adaptación peculiar) si son útiles para mostrar la evolución del interés de la comunidad científica en esta área. Dicha evolución es claramente exponencial con el tiempo, alcanzándose ahora más de 500 referencias al año (¡un promedio de 1,5 publicaciones al día!). A partir de los datos de la Tabla 1 podemos extraer las siguientes conclusiones:

- Se comprueba un gran incremento de referencias en el periodo 1995-1999. Este efecto podría achacarse al interés despertado por la competición de Sillas robóticas durante la conferencia IJCAI'95 [5]. De hecho, los prototipos allí presentados están entre los más citados en esta área de investigación [2] [3] [6] [7].
- El crecimiento es menor en el siguiente periodo, 2000-2004, pero vuelve a crecer en el periodo 2005-2009. Este crecimiento se podría relacionar con la aplicación exitosa de nuevas estrategias de control (como por ejemplo SLAM) al diseño de IW's.
- Finalmente, si la predicción para el periodo actual (2010-2014) fuese acertada, parece haber ciertos signos de saturación, pues el crecimiento es solo de un 34% respecto al periodo anterior.

En conclusión, podemos presumir que existe ya un importante volumen de experiencia acumulada en esta área, abarcando además a grupos de todo el mundo: EEUU [1] [6], Europa [4], Asia [8] [9], Sudamérica [10] [11], etc. Un excelente estudio de los trabajos más destacados hasta 2004 puede consultarse en [12].

3. El largo camino hacia el mercado y los usuarios

El primer trabajo sobre IW que se ha referenciado aquí es la ayuda para usuarios cuadripléjicos desarrollada por David L. Jaffe en Stanford [1]. A pesar del indudable interés de tal sistema como Interfaz Hombre Máquina (HMI) con una Silla Robótica [13], tal sistema no puede conseguirse comercialmente. Este caso es el mismo, por ejemplo, que el del sistema Eagle-Eyes [14], el cual puede conseguirse como una herramienta de comunicación con un ordenador, pero sin embargo no es posible conectarlo a una Silla de Ruedas a pesar de que se hizo funcionar así la silla Wheelesley en los años 1990 [2].
Yendo ahora al año 2005, en el artículo de revisión de Simpson [12] se hace referencia a cinco *Smart Wheelchairs* (SW) o kits similares suministrados por cuatro compañías diferentes. En 2011, sólo dos de ellas [15] se encontraban aún comercializadas:

- La llamada "Smart Wheelchair" [16] [17], de la compañía Smile Rehab Ltd. (Escocia, UK) [18], disponible para niños con discapacidades cognitivas, y
- La silla TAO-7, de la compañía Applied AI Systems [19], disponible solo para la investigación.

En conclusión, ahora no es posible que los potenciales usuarios accedan a una Silla Robótica (IW) lo cual es un aspecto clave [20] en el progreso de los Sistemas de Apoyo a la Movilidad. Debido a la falta de una estructura comercial, la transferencia de la experiencia acumulada en este campo está bloqueada [21].

3.1. En busca de una plataforma para la IW. Primer problema: la industria.

Llenar el vacío existente entre los laboratorios de investigación y los usuarios necesita de una activa colaboración por parte de la industria del sector. Ello solo es posible si existen planes de negocio realistas [15] que permitan lograr un adecuado balance entre los costes y la demanda en un mercado de por sí muy reducido, dado el perfil de los potenciales usuarios: personas con muy altas restricciones en su movilidad. La Figura 1 resume esta idea: series de producción demasiado reducidas y con costes de producción demasiado altos no resultan viables dentro de una economía de mercado.

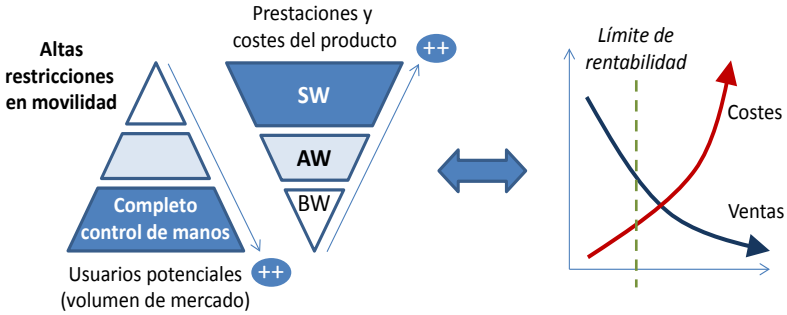


Figura 1. Representación gráfica de la relación, inversa, entre el tamaño de los diversos sectores de usuarios potenciales de este mercado y los costes de un producto de Asistencia a la Movilidad apropiado. Las siglas BW, AW y SW se corresponden con las denominaciones *Basic*, *Advanced* y *Smart Wheelchairs*.

Para abordar mejor los problemas derivados de la industrialización de las Sillas Inteligentes (IW), partimos de que una IW (a diferencia de otros vehículos robóticos) ha de llevar a una persona con suficientes niveles de confort y seguridad, pero a un coste razonable y ajustado. Otras consideraciones importantes son:

- Si el usuario tiene un control completo de sus manos y unas habilidades sensoriales suficientes, solo necesitará de una silla básica (BW – *Basic Wchr.*). Esto es así para la mayoría de los casos (base de la pirámide de usuarios, en la Figura 1). La economía de escala hace que el coste de las BW sea reducido (pico de la pirámide invertida de costes) por su alta tasa de ventas.

- También existe un amplio grupo de usuarios que tienen movilidad reducida en las manos, pero aún podría maniobrar una silla motorizada con ciertas ayudas electrónicas, como sensores de seguridad e interfaces hombre-máquina (HMI) apropiados. El coste de los sensores necesarios (por ejemplo, de Ultrasonidos) se ha ido reduciendo con el tiempo gracias a la producción a gran escala, por ejemplo en automoción. Este importante grupo de usuarios podría hacer uso de una IW de prestaciones intermedias, que podemos llamar Silla Avanzada (AW – *Advanced Wchr.*).

- Con diferencia, el menor grupo de potenciales usuarios de una silla inteligente (IW) es el de aquellas personas con muy severas limitaciones sensoriales y/o de movilidad. Este grupo necesitará los mejores y más fiables sensores, procesadores y algoritmos robóticos, incluidos en el vehículo más avanzado posible (SW – *Smart Wchr.*) A todo ello hay que unir a un grupo de personal altamente instruido en tareas de adaptación y mantenimiento. El muy alto coste de tal producto se representa en la Figura 1 con la amplia base de la pirámide invertida de costes.

Tal modelo es insostenible, pues el coste es enorme para el segmento de usuarios con menor demanda. Esto no es asumible por ninguna industria del sector a menos que:

- Exista una masiva inyección de dinero desde los organismos públicos de salud, o bien

- El coste de adaptar una BW hacia una AW o SW se vea reducido de alguna manera.

3.2. Segundo problema: sensores apropiados.

Este es otro punto clave en la producción de IWs viables. Se necesitan sensores muy fiables para reconocer el entorno y, sobre todo, como dispositivos de seguridad capaces de detectar obstáculos y situaciones peligrosas. Desde el principio de la investigación sobre IWs [22], la seguridad es un tema de suma importancia a causa de las graves consecuencias que pueden derivarse de accidentes tales como caer por unas escaleras y simplemente del bordillo de una acera sobre la calle. La falta de sensores con la suficiente fiabilidad para todo el amplio abanico de posibles situaciones y entornos (principalmente en exteriores) mantiene a las IW lejos del mercado por las implicaciones legales resultantes.
No obstante, esta situación actual no es necesariamente permanente. En la actualidad empiezan a estar disponibles sensores modernos (algunos en 3D) con una relación coste/prestaciones asumible, incluso en entornos exteriores [23]. Pero el tema de los sensores para IWs necesitaría de un mayor espacio que el disponible en este momento, así que en el presente trabajo mantendremos el foco sobre las plataformas móviles: sin ellas no habría IW sobre la que colocar sensor alguno.

4. Facilitando el acceso a las IW: una arquitectura base común.

En adelante, usaremos el término Silla Inteligente (IW) para identificar a una solución modular que permita construir desde las sillas más básicas hasta las más avanzadas (desde BW y AW hasta SW) usando la misma plataforma, módulos y estructuras en todas las etapas. Esta idea se ilustra en la Figura 2.

Figura 2. Propuesta de marco común para las IW: de las básicas a las autónomas sobre las mismas bases.

En el modelo propuesto, la silla de mayores prestaciones y coste (la SW) podría beneficiarse del entorno común de desarrollo y de los costes más reducidos derivados de la producción a gran escala de las sillas básicas (BW), completamente compatibles con ellas. Entre ambos extremos, otras prestaciones de medio nivel, como una conducción asistida o ciertas conductas simples (como seguir pasillos, o entrar y salir de ascensores) pueden construirse sobre una BW con una simple actualización o adaptación de *software*.
Otras mejoras pueden instalarse sobre la estructura básica permitiéndose así una evolución gradual desde la BW hasta la SW específicamente adaptada a un determinado perfil de usuario. Los costes en personal de apoyo se verían igualmente reducidos por el beneficio derivado de la plataforma básica común.
Sobre la estructura jerárquica mostrada en la Figura 2, otro concepto clave es el de mantener en lo posible el uso de estándares industriales y dispositivos procedentes de las grandes series de producción (mercado multimedia o del entretenimiento). Esto puede hacerse en prácticamente todos los elementos de una IW. Por ejemplo, en lo referente a la estructura sensorial se tiene:

- Sensores para conductas simples y de seguridad: pueden usarse módulos de ultrasonidos y cámaras procedentes del sector de automoción y el entretenimiento.

- Sensores para conductas y prestaciones avanzadas: en donde pueden usarse sensores de distancias de última generación (láseres y radares) y en ciertos entornos también se pueden usar sensores procedentes del sector del entretenimiento (por ejemplo: Kinect-2 [24])

- Finalmente, no hay que olvidar que el mejor sensor y controlador posible ya está a bordo de la IW: el mismo usuario.

4.1. Nuestra propuesta de plataforma base para una Silla Inteligente (IW).

En la figura 3 se puede ver una imagen del prototipo de Silla Inteligente diseñada en nuestro grupo de investigación [10]. En ella se resumen las experiencias derivadas de proyectos anteriores como SIAMO [4] [12], en donde se especificó una estructura distribuida y jerárquica, basada en estándares de la industria.

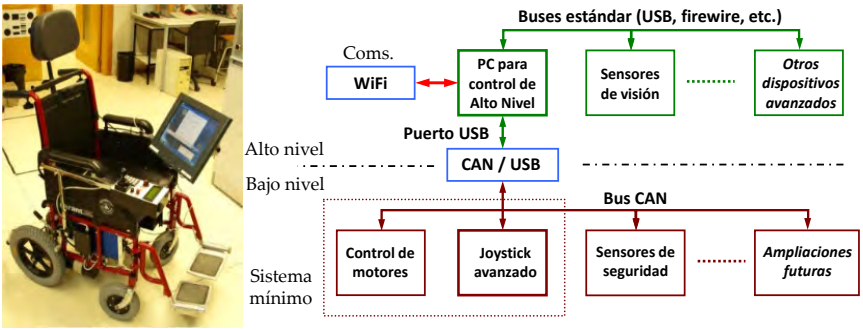


Figura 3. Vista general y arquitectura *hardware* para una Silla de ruedas Inteligente.

La arquitectura *hardware* responde a una estructura robótica en dos capas (alto y bajo nivel de procesos) formada por módulos funcionales interconectados mediante enlaces serie estándar (USB, CAN, etc.). Al mismo tiempo esta estructura sigue nuestra propuesta para una IW, mostrada en la figura 2. Se puede construir una silla básica (BW o sistema mínimo) solo con los módulos de control de motores y un joystick ad hoc. Los niveles superiores de la propuesta IW (niveles AW y SW) pueden obtenerse añadiendo los módulos *hardware* y *software* apropiados.

Otra ventaja de esta propuesta es que la silla básica, BW, puede disponer de un puerto USB (mediante un interfaz estándar CAN/USB). De esta manera cualquier BW podría comportarse, mediante la adecuada especificación *software*, como un periférico USB convencional (la Silla Básica) respecto a cualquier controlador de nivel superior mediante mensajes de control y datos. Esto puede contribuir a disminuir los costes de desarrollo y explotación al reducirse los tiempos de programación y los requerimientos *hardware*.

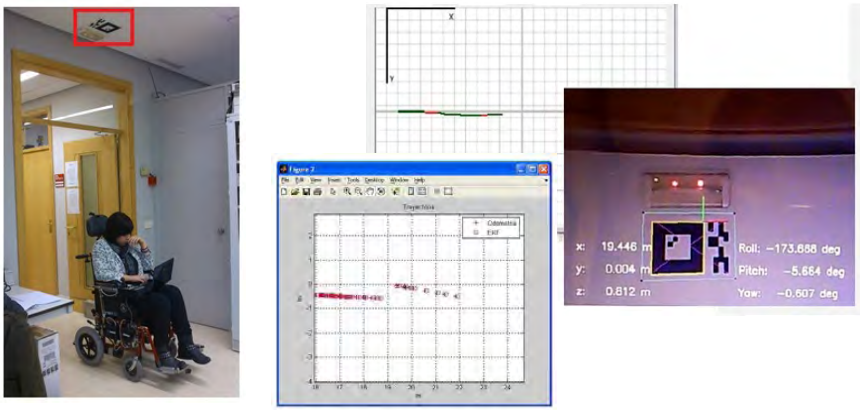


Figura 4. La IW en una prueba de navegación autónoma. Una webcam procesa las marcas artificiales situadas en el techo y así se corrigen las derivas de la odometría.

La figura 4 muestra a la IW en un test de navegación usando como controlador un ordenador personal con apoyo de una webcam. El uso de interfaces y procesadores estándar en todo el proceso facilitó la rápida exportación de los algoritmos de control y navegación desde una plataforma robótica experimental a la IW.

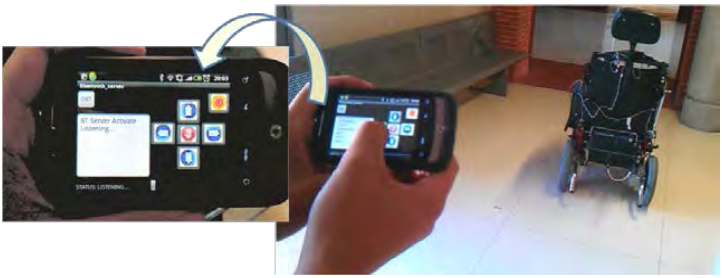


Figura 5. Control de la IW mediante un Smartphone a través de WiFi y Bluetooth.

Los trabajos actuales sobre la IW se dirigen a tomar ventaja de los sensores (inerciales y otros) disponibles en los procesadores personales modernos, como *Tablets* y *Smartphones* (figura 5). Nos proponemos usar los acelerómetros, brújulas y en general cualquier elemento, subsistema y dispositivo disponible en estos procesadores para mejorar las prestaciones y usabilidad de las IW, con los beneficios derivados de la reducción de costes y tiempos de desarrollo.

5. Conclusiones.

A pesar del alto grado de madurez en las investigaciones sobre IWs tras más de 30 años de esfuerzos, la industria no parece tener el suficiente interés en este campo. Por ello, tales avances no han podido llegar a los potenciales usuarios, incluyendo a los casos de personas con altas restricciones de movilidad.
Aparte de otras consideraciones importantes, como son las normas de seguridad y las regulaciones legales aplicables, un primer paso imprescindible es aumentar el interés de la industria en estos vehículos. Es necesario un esfuerzo de normalización y cooperación entre laboratorios e industria para poder sacar al mercado sillas con capacidad de convertirse en IWs. Los autores piensan que la arquitectura propuesta en este trabajo será de gran ayuda para llenar el vacío existente entre laboratorios y usuarios, debido a la reducción de costes previsible en cada fase del proceso de producción (desarrollo, construcción y mantenimiento). Las ventajas para la investigación también vendrían del lado de la reducción de los esfuerzos necesarios para adaptar las sillas comerciales a las necesidades específicas de la investigación.

Referencias

[1] David L. Jaffe. An ultrasonic head position interface for wheelchair control. *Journal of Medical Systems*, 6 (4) (1982), 337-342. DOI: 10.1007/BF00992877.
[2] H.A. Yanco, et al. Initial Report on Wheelesley: A Robotic Wheelchair System. *Proc. of the Workshop on Developing AI Applications for the disabled*, Montreal, Canada (1995). DOI: 10.1007/BFb0055983.
[3] S.P. Levine, D.A. Bell, L.A. Jaros, R.C. Simpson, Y. Koren, & J. Borenstein. The NavChair assistive wheelchair navigation system. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7(4) (1999) 443-451.
[4] M. Mazo, J.C. Garcia, et al. Experiences in assisted mobility: the SIAMO project, *Proceedings of the 2002 IEEE International Conferences on Control Applications*, 2, (2002) 766-771.
[5] David Hinkle, David Kortenkamp & David Miller. The 1995 robot competition and exhibition. *AI magazine*. 17(1) (1996), 31-45.
[6] D.P. Miller & M.G. Slack. Design and Testing of a Low-Cost Robotic Wheelchair Prototype. *Autonomous Robots*, 2, (1995) 77–88.
[7] Parris Wellman, Venkat Krovi, Vijay Kumar & William Harwin. Design of a Wheelchair with Legs for People with Motor Disabilities. *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, 3(4), (1995) 343–353.
[8] Osamu Matsumoto, Kiyoshi Komoriya, Tsutomu Hatase, Tadao Yuki and Shigeki Goto. Intelligent Wheelchair Robot "TAO Aicle", *Service Robot Applications*, Yoshihiko Takahashi (Ed.), (2008) ISBN: 978-953-7619-00-8, InTech, DOI: 10.5772/6064.

[9] Chung-Hsien Kuo; Hung-Wen Yeh; Chin-En Wu; Ko-Ming Hsiao, Development of Autonomous Robotic Wheelchair Controller Using Embedded Systems. *33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society. IECON'07.* (2007), 3001-3006. DOI: 10.1109/IECON.2007.4460343

[10] Juan Carlos García, Paulo F. S. Amaral, Marta Marrón, Manuel Mazo, Teodiano F. Bastos Filho. Proposal for an Ambient Assisted Wheelchair (A2W). *2010 IEEE International Symposium on Industrial Electronics, (ISIE10)*, (2010) pp. 2325-2330.

[11] Fernando A. Auat Cheein, Celso De La Cruz, Teodiano F. Bastos, Ricardo Carelli. SLAM-based Cross-a-Door Solution Approach for a Robotic Wheelchair. *International Journal of Advanced Robotic Systems*. (2009). On-line, DOI: 10.5772/7230.

[12] Richard C. Simpson. Smart wheelchairs: A literature review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42 (4), (2005) 423-435. DOI: 10.1682/JRRD.2004.08.0101

[13] http://www.stanford.edu/~dljaffe/UHCU/issue2.html. Last accessed on June 2013.

[14] http://opportunityfoundationofamerica.org/. Last accessed in June 2013.

[15] John Oyekan & Huosheng Hu. Market Evaluation for Colchester Catalyst on the use of Robotic Wheelchairs. *Technical Report: CES-514*. University of Essex, School of Computer Science and Electronic Engineering. (2011). Last access on June-2013 at: http://www.essex.ac.uk/csee/research/publications/technicalreports/2010/CES-514.pdf

[16] M. W. Nelisse. Integration Strategies Using a Modular Architecture for Mobile Robots in the Rehabilitation Field. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 22, (1998) 181–190.

[17] P.D. Nisbet, J. Craig, J.P. Odor, S. Aitken. 'Smart' Wheelchairs for Mobility Training. *Technology and Disability*, 5 (1996) 49-62. Elsevier Science.

[18] http://smilerehab.com/smart-wheelchair.php

[19] TAO-7, Intelligent wheelchair base. Applied AI Systems, Inc. Canada. Last access on June-2013 at: http://www.aai.ca/robots/tao_7.html

[20] RC Simpson. "Building a Better Wheelchair" CanWheel Think Tank, Toronto, ON, Canada, June 2011.

[21] Takashi Gomi. Intelligent Wheelchair: Lesson Learned from Development. *Technology and Aging: Selected Papers from the 2007 International Conference on Technology and Aging*. 21 (2008) 173-180.

[22] M. Mazo, *et al*. Wheelchair for physically disabled people with voice, ultrasonic and infrared sensor control. *Autonomous Robots*, 2(3), (1995) 203-224.

[23] C. Montella, T. Perkins, J. Spletzer and M. Sands. To the Bookstore! Autonomous Wheelchair Navigation in an Urban Environment. *The International Conference on Field and Service Robotics (FSR2012)*, (2012).

[24] http://blogs.technet.com/b/microsoft_blog/archive/2013/10/02/collaboration-expertise-produce-enhanced-sensing-in-xbox-one.aspx

Propuesta de Interfaz Cerebro Computador para el Comando de un Vehículo Autónomo

J. Castillo[1,2], E. Caicedo[1],S. Müller[2], E. Caldeira[2], T. Freire Bastos[2]

[1]Universidad del Valle, Carrera 100 No.13-00, Cali, Colombia, Tel +57 2 3392900, javier.castillo@correounivalle.edu.co
[2]Universidade Federal do Espírito Santo, Avenida Fernando Ferrari 514,Vitória, Brasil, Tel +55 27 33352077, teodiano@ele.ufes.br

Resumen. Se presenta una propuesta de interfaz cerebro computador, para el comando de un vehículo autónomo, basado en el paradigma de potenciales evocados visuales y detección relacionada a eventos. La interfaz mediante un menú presenta al usuario con discapacidad motora los posibles destinos donde este tiene la intención de trasladarse. La selección de comandos se realiza a través de estímulos visuales y el registro de señales cerebrales, que son capturadas en la región occipital de escalpo. Las señales son posteriormente procesadas y cotejadas con el menú y de este proceso se puede obtener los datos necesarios para el sistema de planificación del vehículo autónomo. Las pruebas preliminares hechas con usuarios saludables y con algún tipo de discapacidad motora presentaron tasas de acierto promedios por encima del 90%. El sistema propuesto incluye la posibilidad de activar y desactivar los estímulos, reduciendo la fatiga asociada a la presentación de estímulos visuales.

Palabras clave: Interfaz Cerebro-Computador, SSVEP, vehículo autónomo

1. Introducción

Una Interfaz Cerebro-Computador (ICC) es un canal de comunicación no muscular para la transmisión de señales del cerebro para el mundo exterior. En una interfaz se transforman decisiones mentales en señales de control a través del análisis de la actividad bioelétrica del cerebro, permitiendo al usuario interactuar con la interfaz propiamente dicha. Una ICC funciona a partir de un paradigma de señales eletroencefalográficas (EEG), que pueden ser basada en imaginación motora, variación del ritmo mu, o potenciales evocados. Entre los potenciales evocados, se destacan los Potenciales Evocados en Estado Permanente (SSVEP, del inglés *Steady State Visual Evoked Potential*), los cuales reflejan en el EEG la frecuencia del estímulo visual observado por el usuario. Una ICC con base en esos potenciales es llamada ICC-SSVEP [18].

En el proceso de comandar un vehículo autónomo es necesaria la información de la dirección o ruta a seguir. El uso de señales cerebrales facilita un nuevo canal de comunicación por medio del cual se puede generar acciones para comandar un vehículo autónomo provisto de esquemas de navegación, sistemas de protección o anti-colisión y que solo precise de alguien que realice la toma de decisiones de alto nivel.

Un vehículo autónomo es cualquier vehículo no tripulado con cierto nivel de autonomía integrada (ello incluye desde vehículos teleoperados hasta vehículos totalmente inteligentes). De las principales características de los vehículos autónomos, se cuenta la capacidad de localizarse, orientarse y planificar caminos. Esta capacidad de navegación requiere una conducta reactiva, con la capacidad de interpretar la información respecto a objetivos de interacción con el entorno y la recuperación ante errores [21].

Los vehículos autónomos perciben el entorno mediante técnicas complejas como láser, radar, GPS y visión computarizada. Los sistemas avanzados de control interpretan la información para identificar la ruta apropiada, así como los obstáculos y la señalización relevante. En junio de 2011 el estado de Nevada fue el primero en promulgar leyes sobre las operaciones de automóviles sin conductor [2]. La ley de Nevada entró en vigor el 1 de marzo de 2012 y el Departamento de Vehículos a Motor de Nevada otorgó la primera licencia a un coche sin conductor en mayo de 2012.

2. Metodología

En este trabajo serán adaptadas y optimizadas, para un vehículo autónomo, técnicas de una Interfaz Cerebro Computador (ICC) basada en Potenciales Evocados Visuales de Estado Permanente (SSVEP) ya previamente testadas y probadas por personas con discapacidad para la navegación de una silla de ruedas robótica [18]. Como forma de validar el sistema objeto de este trabajo, se pretende realizar un recorrido dentro del campus de la *Universidade Federal do Espírito Santo* (UFES), siendo el vehículo totalmente comandado por una persona con discapacidad, a través de sus señales cerebrales.
La interfaz a implementar se compone de un sistema de estímulos visuales, basado en SSVEP, los cuales son seleccionados por el usuario. Dichos estímulos presentan características bien diferenciadas en frecuencia, las cuales pueden ser clasificadas y posteriormente se pueden generar comandos de salida. El proceso de optimización está relacionado a la presentación de dichos estímulos, el proceso de extracción de características, clasificación y el entrenamiento para configurar un sistema de alto rendimiento.

2.1 Análisis de la densidad espectral de potencia (PSDA)

El método de PSDA (del inglés, *Power Spectral Density Analysis*) es usado con mucha frecuencia como método de reconocimiento en ICCs basadas en potenciales evocados visuales de régimen estacionario, lo cual implica un procesamiento en el dominio de la frecuencia. En la Figura 1 se puede observar una representación de la densidad espectral de potencia y las frecuencias de los estímulos. El método implementado puede definirse tal como está especificado en la Ecuación 1.

$$Ratio = \frac{error}{ampl} = \frac{|f_k - f_h|}{P(f_h)} \quad (1)$$

Donde f_k (k=1,2,,,K) K es el numero de estímulos y f_k son las frecuencias de los k-ésimos estímulos. f_h es la frecuencia donde aparece un pico en el espectro de potencia, y $P(f_h)$ es la magnitud de la frecuencia más cercana a la frecuencia (o armónicos) de los estímulos o frecuencias objetivos.

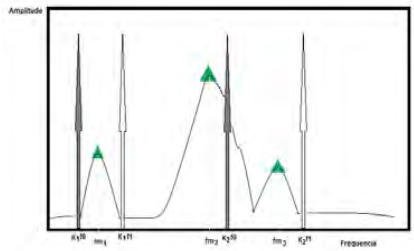


Figura 1. Representación de la densidad espectral de potencia y las frecuencias objetivos y su primer armónico

Cuando existe un pico en la frecuencia objetivo o sus armónicos, el error es cero. Cuando el error es distinto de cero, pero la amplitud en la frecuencia cercana es muy grande, esto hace que esta relación (la diferencia de frecuencia y amplitud) sea pequeña, indicando que se encuentra muy próxima al estimulo.
La implementación del análisis de densidad espectral de potencia tradicional, básicamente busca las densidades de potencia alrededor de la potencia del estimulo y se presenta una relación señal/ruido, tal como se muestra en la Ecuación 2.

$$S_k = 10log_{10}\left(\frac{nP(f_k)}{\sum_{m=1}^{n/2} P(f_k + mf_{res}) + P(f_k - mf_{res})}\right), \quad (2)$$

donde n es el número de puntos alrededor de la frecuencia de estimulo, $P(f_k)$ la densidad de potencia en la frecuencia de estimulo, f_{res} es la frecuencia de resolución que depende de la cantidad de puntos utilizados para el cálculo de la transformada de Fourier y $P(f_k + mf_{res})$ y $P(f_k - mf_{res})$ son las densidades de potencia alrededor de la frecuencia de interés.

2.2 Análisis canónico de correlación (CCA)

El CCA (del inglés, *Canonical Correlation Analysis*) es una técnica estadística multivariable que obtiene la máxima similaridad entre dos conjuntos de datos. En la Figura 2 se muestra una representación clásica del CCA, donde el vector multidimensional X representa las señales EEG para N canales, y el vector multidimensional Y representa las señales de referencia, el cual se compone de senos y cósenos de frecuencias fundamentales y armónicas de los estímulos, tal como aparece en la Ecuación 3.

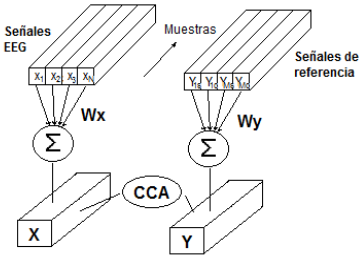


Figura 2. Representación esquemática del Análisis canónico de correlación.

$$Y = \begin{pmatrix} sin(2\pi f_k t) \\ cos(2\pi f_k t) \\ \vdots \\ sin(2\pi N_h f_k t) \\ cos(2\pi N_h f_k t) \end{pmatrix}, t = \frac{1}{S}, \frac{2}{S}, \dots, \frac{T}{S} \quad (3)$$

El CCA pretende encontrar la combinación lineal de las matrices W_x y W_y tal que estas presenten la máxima correlación, con esta finalidad de se definen las restricciones expresadas por las Ecuaciones 4 y 5. La correlación total se calcula como la relación entre la correlación cruzada y las autocorrelaciones de los vectores de entrada y salida, como en la Ecuación 6.

$$E[xx^T] = E[x^T x] = E[W_x^T X X^T W_x] = 1 \quad (4)$$
$$E[yy^T] = E[y^T y] = E\left[W_y^T Y Y^T W_y\right] = 1 \quad (5)$$

$$\rho_k = \rho_{w_x,w_y}(x,y) = \frac{E[x^T y]}{\sqrt{E[x^T x]E[y^T y]}} = \frac{E\left[W_x^T X Y^T W_y\right]}{\sqrt{E[W_x^T X X^T W_x]E\left[W_y^T Y Y^T W_y\right]}} \quad (6)$$

2.3 La menor contracción absoluta y el operador de selección (LASSO)

El LASSO (del inglés, *Least Absolute Shrinkage and Selection Operator*) es un método de estimación lineal, si tenemos $(\mathrm{x_i}, \mathrm{y_i}), \mathrm{i} = 1,2, \dots \mathrm{N}$, donde $\mathrm{x_i} = (\mathrm{x_{i1}}, \dots \mathrm{x_{ip}})'$ son variables predictivas y $\mathrm{y_i}$ son la respuesta. Se asume que las observaciones son independientes o que $\mathrm{y_i}$ son condicionalmente independiente de $\mathrm{x_{ij}}$. Ahora asumimos que los $\mathrm{x_{ij}}$ están normalizados, tal que $\sum_\mathrm{i} \mathrm{x_{ij}}/\mathrm{N} = 0, \sum_\mathrm{i} \mathrm{x_{ij}^2}/\mathrm{N} = 1$.
La solución computacional de la Ecuación 7 obtiene aplicando inecuaciones cuadráticas con restricciones [9]. Esta técnica permite obtener una mejor predicción en la regresión y una mejor representación, ya que se obtiene un conjunto más pequeño de coeficientes para la predicción.

$$sea\ \hat{\beta} = \left(\hat{\beta}_1 \dots \hat{\beta}_p\right)^T \quad (\hat{\alpha}, \hat{\beta}) = \arg min \left\{\sum_{i=1}^N \left(y_i - \alpha - \sum_j \beta_j x_{ij}\right)^2\right\} \quad (7);$$

2.4 Detección de desincronización relacionada a eventos (ERD)

El ERD (del inglés, Event Relation Desynchronized) consiste en poder obtener la envolvente de la señal que se ha identificado como resultado de un evento [22], que es el caso de este trabajo. Cuando el usuario cierra