Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo
a la Discapacidad

LAS TECNOLOGÍAS DE APOYO
EN PARÁLISIS CEREBRAL

26 y 27 de Octubre de 2009
CEAPAT- Madrid

IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Las Tecnologías de Apoyo en Parálisis Cerebral

Editores: R. Ceres, L. Calderón, A. Frizera, R. Raya

ISBN:

Deposito Legal:

Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. AITADIS

info@aitadis.org
www.aitadis.org

Presentación de las Jornadas

Tengo el placer de presentar el contenido de estas IV Jornadas Iberoamericanas de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad que organiza la Asociación AITADIS en colaboración con otras entidades sobre el tema "LAS TECNOLOGÍAS DE APOYO EN PARÁLISIS CEREBRAL".
Estas jornadas, de carácter monográfico, dan continuidad por una parte a ediciones anteriores, celebradas en 2007 en Lisboa, en 2005 en Cartagena de Indias (Colombia) y en 2003 en Natal (Brasil); por otra parte, estos encuentros se han alternado con las ediciones del Congreso IBERDISCAP, de carácter más general, que, comenzaron en el año 2000 en Madrid y que posteriormente tuvieron lugar en 2002 en Mar del Plata (Argentina), en 2004 en San José de Costa Rica, en 2006 en Vitoria (Brasil) y en 2008 en Cartagena de Indias (Colombia).

En esta ocasión, además de contar con dos conferencias invitadas a cargo de expertos de acreditada valía, se presentan diecinueve comunicaciones, abarcando una amplia visión de desarrollos y experiencias en aspectos de compensación y/o rehabilitación funcional propios de la parálisis cerebral, que, como se ha indicado, constituye el tema central de las Jornadas. Así, en estas contribuciones se exponen medios y métodos para la mejora de la movilidad, el control postural, la comunicación en general y la interacción con el ordenador como herramienta general de acceso al conocimiento y de inclusión digital.

Deseo agradecer a todos los ponentes su abierta disposición para hacernos partícipes de sus logros; así mismo a los miembros del comité por resolver los aspectos organizativos y de contenidos de las Jornadas, a las entidades financiadoras y colaboradoras, al CEAPAT por su amable acogida en sus instalaciones y finalmente a todos los participantes y a todas las personas que han hecho posible la celebración de este foro de discusión.

Considero que este encuentro representa una magnífica ocasión para la puesta en común de ideas, conocimientos y experiencias en torno a problemas comunes sobre los temas mencionados. Estos intercambios, siendo algo importante, no deberían quedar en esto sino que tendrían que traducirse en colaboraciones posteriores estables entre los diferentes agentes que estamos interesados en los problemas de la parálisis cerebral, ya que abarcan aspectos muy diferentes como son el planteamiento del problema y la detección de necesidades, el desarrollo o la adaptación de soluciones tecnológicas y los correspondientes procesos de aplicación y validación. Debemos, sin más dilación y de la forma más eficiente, dar una respuesta adecuada contribuyendo con la tecnología a lograr una mayor independencia del usuario que siempre debe ser el centro de cualquier actividad de este tipo.

Ramón Ceres Ruiz

Presidente del Comité de Programa y de Organización y de la
Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, **AITADIS**

Entidades organizadoras y financiadoras:

Fundación ONCE

Confederación ASPACE

Consejo Superior de Investigaciones Científicas, CSIC

MINOS

Entidades colaboradoras:

RETADIM, Red Temática de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad y Mayores

Grupo de Bioingeniería, Instituto de Automática Industrial (IAI, CSIC)

Centro de Rehabilitación de Parálisis Cerebral Calouste Gulbenkian (CRPCCG), Lisboa

Centro de Atención Intergral para personas con Parálisis Cerebral, Santander (ASPACE Cantabria)

Centro Estatal de Autonomía Personal y Ayudas Técnicas (CEAPAT) Plataforma eVIA, Grupo INCLUTEC

Grupo de Bioingeniería, Comité Español de Automática (CEA)
CAPS/IST, Universidad Técnica de Lisboa

Internetria

Comité de programa y organización:

Presidente: Ramón Ceres (IAI – CSIC, España)

Luis Azevedo (IST, Portugal)
Luca Cernuzzi (Univ. Católica, Paraguay)
Jesús Hernández (Fundación ONCE, España)
Jaume Mari (Confederación ASPACE, España)
Margarida Nunes da Ponte (CPCCG, Portugal)
Cristina Rodríguez Porrero (CEAPAT, España)
Antonio Ruiz (ASPACE - Cantabria, España)
Teresa González (ASPACE - Cantabria, España)
Leopoldo Calderón (IAI – CSIC, España)
Rafael Raya (IAI – CSIC, España)
Anselmo Frizera (IAI – CSIC, España)

Indice de contenidos

Presentación 3
Programa 8

Conferencia invitada

COMUNICACIÓN, HABILITACIÓN Y PARTICIPACIÓN EN PERSONAS CON PARÁLISIS CEREBRAL
Carmen Basil Almirall 15

SESIÓN 1 Sistemas de comunicación e interacción con el ordenador 19

1.1 SINA: acceso natural al ordenador para personas con PCI. 21
Joan J. Muntaner , Francesca Negre, Francisco J. Perales,
Javier Varona, Cristina Manera

1.2 Accesibilidad para Parálisis Cerebral en las aplicaciones Sc@ut y PICA. 27
María José Rodríguez Fórtiz, Álvaro Fernández López, Manuel Entrena Casas,
Silvia Espejo Cárdenas, Aurelia Carrillo Morales

1.3 Entorno interactivo multimodal para personas con parálisis cerebral. 35
Cesar Mauri, Agusti Solanas, Toni Granollers, Narcís Parés,
Joan Bagés, Mabel García

1.4 Interacción con ordenador mediante dispositivos inalámbricos para usuarios con movilidad muy reducida. Colaboración Universidad de Burgos – APACE. 45
Pedro L. Sánchez Ortega; José Mª Cámara Nebreda;

1.5 PredWin: presente y futuro. 51
Sira E. Palazuelos Cagigas, Raquel Vallejo Cardenal,
Javier Macias-Guarasa, José L. Martín Sánchez

1.6 Desarrollo de un interfaz inercial orientado a terapias alternativas en la parálisis cerebral. R. Raya, R. Ceres, E. Rocon, T. González, A. Ruiz 57

1.7 Mouseclick: acceso al ordenador a través de la voz. 63
Oscar Saz, Eduardo Lleida, Laura Abarca, Sara Mejuto

SESIÓN 2. Estrategias y metodologías de comunicación e inclusión digital 69

2.1 Asesoramiento para poner la tecnología al servicio de las personas con parálisis cerebral. 71
Ángel Aguilar Morales, Ana Sánchez García, Jessica Redondo Sedano,
Pilar Yuste del Cacho

2.2 Guía de referencia en Comunicación Aumentativa y Alternativa "Compartir una conversación". 75
Clara Isabel Delgado Santos

2.3 Proyecto INTIC: Integración y accesibilidad de las personas con discapacidad en el uso de las Tecnologías de la Información y la Comunicación. 79
Eulogio López Río, Mª José Pérez Rodríguez, Yolanda Vizcaya Pérez, Miriam Piñeiro Escudero, Javier Pereira Loureiro Thais Pousada García, Betania Groba González

2.4 CRID - Centro de Recursos para a Inclusão Digital. 83
Célia Maria Adão de Oliveira Aguiar de Sousa

2.5 IRISCOM. Proyecto IRIS. 87
P. Palomo, T. González, R. Rivas, I. Irazabal , A. Ruiz

Conferencia invitada

RETOS EN MOVILIDAD Y MANIPULACIÓN AUMENTATIVA Y ALTERNATIVA 95
Julio Abascal

SESIÓN 3. Rehabilitación y compensación motora y postural 101

3.1 Bipedestación: Orígenes, Productos, Estudios Clínicos y Beneficios. 103
José Mª Arriola Aracil

3.2 Un nuevo concepto de vehículo para conducción asistida por niños con PC. 109
R. Ceres, L. Azevedo, R. Raya, M. Machado, O. Reyes, L. Calderón

3.3 Metodología para el diseño de ayudas técnicas mecánicas, ergonómicas e innovadoras para usuarios de silla de ruedas: caso de desarrollo, pupitre para usuarios de silla de ruedas. 115
David Leonardo Hurtado Martínez, Robert Eduardo Cooper Ordoñez

3.4 Dispositivo de rehabilitación de falanges del sistema robótico AUPA para miembro superior. 123
Luis M. López, Jose Mª Sabater, Fco. Javier Badesa, Jose Mª Azorin, Carlos Pérez, Eduardo Fernandez

SESIÓN 4. Rehabilitación y compensación motora y postural 129

4.1 Posición sedente dinámica Sistema de mobiliario que favorece la posición sedente en niños con deficiencia motriz 131
Mónica P. González R.[1], Carolina Parra[2], Adriana Rios, Liliana Álvarez, Cristina Vargas

4.2 Revisión de las ayudas técnicas aplicadas a la movilidad para niños con parálisis cerebral 137
A. Abellanas, R. Ceres, A. Frizera, R. Raya, S. Bismuth

4.3 Optimización del diseño de un sistema robótico dual para rehabilitación de miembros superiores mediante método Kabat. 145
Fco. Javier Badesa, Jose Mª Sabater, Luis M. López, Nicolas Garcia, Ricardo Morales, Luis Eduardo Rodriguez-Cheu

Programa

26 de octubre - Mañana

8h30 **Entrega de documentación**

9h30 Sesión de apertura. Presentación de la jornada

10h00 Conferencia invitada:

COMUNICACIÓN, HABILITACIÓN Y PARTICIPACIÓN EN PERSONAS CON PARÁLISIS CEREBRAL

Carmen Basil Almirall
Doctora en Psicología y Profesora Titular del Departamento de Psicología Evolutiva y de la Educación de la Universidad de Barcelona. Coordinadora de la Unidad de Técnicas Aumentativas de Comunicación (UTAC) de la UB.
Moderadora: Cristina Rodríguez Porrero

10h45 Pausa de café

11h15 **Sesión 1. Sistemas de comunicación e interacción con el ordenador**
Presidente: José Rodríguez de Medina
Copresidente: Teresa González

1.1 SINA: acceso natural al ordenador para personas con PCI. *Joan J. Muntaner , Francesca Negre, Francisco J. Perales, Javier Varona, Cristina Manera*
Universitat de les Illes Balears.

1.2 Accesibilidad para Parálisis Cerebral en las aplicaciones Sc@ut y PICA. *María José Rodríguez Fórtiz[1], Álvaro Fernández López[1], Manuel Entrena Casas[1], Silvia Espejo Cárdenas[2], Aurelia Carrillo Morales[2]*
[1]Dpto. Lenguajes y Sistemas Informáticos, Universidad de Granada
[2]Colegio de Educación Especial Santa Teresa de Jesús de Granada (ASPROGRADES) ETSIIT..

1.3 Entorno interactivo multimodal para personas con parálisis cerebral. *Cesar Mauri[1], Agustí Solanas[2] Toni Granollers[3], Narcís Parés[4], Joan Bagés[5], Mabel García[1]*
[1]Associació Provincial de Paràlisi Cerebral, Tarragona.
[2]CRISES Research Group. Universitat Rovira i Virgili, Tarragona.
[3]GRIHO, HCI research group, Universitat de Lleida, Lleida.
[4]Laboratori de Sistemes Interactius, IUA, Universitat Pompeu Fabra, Barcelona.
[5]Centre de Reserche Informatique et Creation Musicale, Universidad Paris 8.

1.4 Interacción con ordenador mediante dispositivos inalámbricos para usuarios con movilidad muy reducida. Colaboración Universidad de Burgos – APACE. *Pedro L. Sánchez Ortega[1]; José Mª Cámara Nebreda[2]; Beatriz Núñez Angulo[3]*
[1]Universidad de Burgos.
[2]Universidad de Burgos.
[3]APACE Burgos.

1.5 PredWin: presente y futuro. *Sira E. Palazuelos Cagigas, Raquel Vallejo Cardenal, Javier Macias-Guarasa, José L. Martín Sánchez*

Universidad de Alcalá.

1.6 Desarrollo de un interfaz inercial orientado a terapias alternativas en la parálisis cerebral. *R. Raya[1], R. Ceres[1], E. Rocon[1], T. González[2], A. Ruiz[2]*

[1]Instituto de Automática Industrial - Consejo Superior de Investigaciones Científicas

[2]ASPACE Cantabria

1.7 Mouseclick: acceso al ordenador a través de la voz. *Oscar Saz[1], Eduardo Lleida[1], Laura Abarca[2], Sara Mejuto[2]*

[1]Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones (GTC) Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), Universidad de Zaragoza.

[2]Aspace-Huesca.

14h00 Comida

26 de octubre – Tarde

15h00 **Sesión 2. Estrategias y metodologías de comunicación e inclusión digital**
Presidente: Ramón Ceres
Copresidente: César Mauri

2.1 Asesoramiento para poner la tecnología al servicio de las personas con parálisis cerebral. *Ángel Aguilar Morales, Ana Sánchez García, Jessica Redondo Sedano, Pilar Yuste del Cacho*

Centro de Recursos Aspace Barcelona.

2.2 Guía de referencia en Comunicación Aumentativa y Alternativa. "Compartir una conversación". *Clara Isabel Delgado Santos*

CEAPAT-IMSERSO.

2.3 PROYECTO INTIC: Integración y accesibilidad de las personas con discapacidad en el uso de las Tecnologías de la Información y la Comunicación. *Eulogio López Río[1], Mª José Pérez Rodríguez[1], Yolanda Vizcaya Pérez[1], Miriam Piñeiro Escudero[1], Javier Pereira Loureiro[2], Thais Pousada García[2], Betania Groba González[2]*

[1]Aspace Coruña

[2]Universidad de A Coruña - Grupo Imedir

2.4 CRID - Centro de Recursos para a Inclusão Digital. *Célia Maria Adão de Oliveira Aguiar de Sousa*

Escola Superior de Educação e Ciências Sociais – Instituto Politécnico de Leiria Campus 1.

2.5 IRISCOM. Proyecto IRIS. P. *Palomo[1], T. González[2], R. Rivas[2], I. Irazabal[2] , A. Ruiz[2]*

[1]Iriscom sistemas SL

[2]ASPACE Cantabria

16h30 Mesa redonda:
Moderador: Luis Azevedo
Ponentes: Carmen Basil, Jaume Marí, Manuel Mazo, Mariano Lloria, Anselmo Frizera
Posibilidades y nivel de uso de las ayudas técnicas en Parálisis Cerebral. Implicación del usuario.

17h45 Asamblea general de AITADIS

27 de octubre – Mañana

9h00 **Conferencia invitada**:

RETOS EN MOVILIDAD Y MANIPULACIÓN AUMENTATIVA Y ALTERNATIVA
Julio Abascal
Catedrático del Dpto. de Arquitectura y Tecnología de Computadores. Universidad del País Vasco
Moderador: Luis Azevedo

9h45 **Sesión 3. Rehabilitación y compensación motora y postural (1/2)**
Presidente: Antonio Ruiz
Copresidente: Andrés Abellanas

3.1 Bipedestación: Orígenes, Productos, Estudios Clínicos y Beneficios. *José Mª Arriola Aracil*

3.2 Un nuevo concepto de vehículo para conducción asistida por niños con PC. *R. Ceres[1], L. Azevedo[2], R. Raya[1], M. Machado[2], O. Reyes[3], L. Calderón[1]*
[1]IAI-GBio- Consejo Superior de Investigaciones Científicas.
[2]Anditec
[3]I.C. Neuronic

3.3 Metodología para el diseño de ayudas técnicas mecánicas, ergonómicas e innovadoras para usuarios de silla de ruedas: caso de desarrollo, pupitre para usuarios de silla de rueda. *David Leonardo Hurtado Martínez[1], Robert Eduardo Cooper Ordoñez[2]*
[1]Universidad Autónoma de Occidente/Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica.
[2]Universidad Autónoma de Occidente/Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica.

3.4 Dispositivo de rehabilitación de falanges del sistema robótico AUPA para miembro superior. *Luis M. López, Jose Mª Sabater, Fco. Javier Badesa, Jose Mª Azorin, Carlos Pérez, Eduardo Fernandez*
Universidad Miguel Hernández.

11h00 Pausa de café

11h15 **Sesión 4. Rehabilitación y compensación motora y postural (2/2)**
Presidente: Leopoldo Calderón
Copresidente: Rafael Raya

4.1 Posición sedente dinámica Sistema de mobiliario que favorece la posición sedente en niños con deficiencia motriz. *Mónica P. González R.[1], Carolina Parra[2], Adriana Rios, Liliana Álvarez, Cristina Vargas*

[1]Universidad de los Andes

[2]Universidad del Rosario

4.2 Revisión de las ayudas técnicas aplicadas a la movilidad para niños con parálisis cerebral. *A. Abellanas[1], R. Ceres[1], A. Frizera[1], R. Raya[1], S. Bismuth[2]*

[1]Instituto de Automática Industrial - Consejo Superior de Investigaciones Científicas.

[2]Ecole Nationale Supérieurie d'Ingénieurs de Bourges.

4.3 Optimización del diseño de un sistema robótico dual para rehabilitación de miembros superiores mediante método Kabat. *Fco. Javier Badesa[1], Jose Mª Sabater[1], Luis M. López[1], Nicolás Garcia[1], Ricardo Morales[1], Luis Eduardo Rodriguez-Cheu[2]*

[1]Universidad Miguel Hernández.

[2]Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito.

12h45 Mesa redonda:
Carencias en la implantación de soluciones tecnológicas para la discapacidad. Fórmulas de cooperación entre agentes.
Moderador: Jesús Hernández
Ponentes: Julio Abascal, Cristina Rodríguez, José Acevedo, José L. Pons, Eduardo Rocón.

13h45 Cierre de las jornadas

Conferencia Invitada

COMUNICACIÓN, HABILITACIÓN Y PARTICIPACIÓN EN PERSONAS CON PARÁLISIS CEREBRAL

Carmen Basil Almirall[1]

La comunicación y el lenguaje son facultades esenciales del ser humano y constituyen la base del desarrollo y de la participación en todos los ámbitos de la vida. Muchas personas con parálisis cerebral tienen dificultades en la adquisición de habilidades de comunicación y lenguaje. En algunos casos el lenguaje se desarrolla con retraso y el habla puede presentar problemas de inteligibilidad de diferente consideración. En otros casos el habla no llega a desarrollarse e incluso pueden existir problemas en la comunicación no verbal, a causa de las dificultades en producir gestos y expresiones faciales que resulten fácilmente legibles para los demás.

En la primera infancia, los problemas en la adquisición de las habilidades de comunicación pre-verbal afectan la interacción con los padres, los hermanos y otras personas significativas del entorno, y pueden interferir tanto en las relaciones afectivas como en los procesos de socialización natural que constituyen la base del desarrollo en todas las áreas (Bruner, 1977; Kaye, 1986; Tomasello, 1999). A lo largo de la niñez y durante toda la vida, el lenguaje es esencial para la interacción social, para la adquisición de conocimientos y para la adopción de los valores y normas que nos convierten en miembros de la propia cultura. Además, el hecho de poder expresarnos de forma competente está estrechamente vinculado con la experimentación de autonomía, autodirección y autovaloración, siendo además esencial para la participación, tanto en relación con la familia y los amigos, como en los entornos escolares y académicos (Soto y Zangari, 2009), laborales y comunitarios. Por estas razones, todas las personas que no pueden usar el habla para comunicarse con los demás de acuerdo con lo esperable para su edad necesitan un sistema de comunicación aumentativo o alternativo (Soro-Camats y Basil, 2006; von Tetzchner y Martinsen, 1993). Estos sistemas han de introducirse de la forma más temprana posible y su enseñanza no es incompatible con la intervención logopédica en lenguaje oral, sino que ambas opciones han de hacerse compatibles siempre que sea posible y necesario.

Los sistemas aumentativos y alternativos de comunicación son formas de expresión alternativas o que complementan el habla natural, para personas que no la han adquirido o que la han perdido por causas diversa, entre ellas la parálisis cerebral. Incluyen recursos tecnológicos como los comunicadores con habla artificial o los ordenadores personales con programas de comunicación, adaptados para que resulten accesibles incluso a personas sin ningún uso funcional de las manos. También incluyen formas de comunicación basadas en gestos, signos manuales o en ayudas técnicas de baja tecnología, como los tableros de comunicación (Basil y Rosell, 2006: Basil, Soro-Camats y Rosell, 1998; von Tetzchner y Martinsen, 1993).

El desarrollo tecnológico reciente ha puesto a la disposición de las personas con discapacidades motoras y de habla un sinfín de recursos que facilitan la producción del lenguaje asistido, así como otras actividades como la escritura, el dibujo, el juego, el estudio, el trabajo, el desplazamiento o el control del entorno doméstico, sea cual sea prácticamente la gravedad de la afectación motriz que la persona padezca (puede consultar http://www.ub.edu/psicologia/utac/index.htm). La tecnología proporciona a las personas con movilidad restringida, por muy grave que ésta sea, recursos de acción incalculables,

[1]Doctora en Psicología y Profesora Titular del Departamento de Psicología Evolutiva y de la Educación de la Universidad de Barcelona (UB). Coordina la Unidad de Técnicas Aumentativas de Comunicación (UTAC) de la UB.

puesto que permite personalizar el acceso a las ayudas técnicas (comunicadores, ordenadores personales o de bolsillo, teléfonos móviles o sillas de ruedas) así como a otros elementos habituales del entorno (televisión, alarma, interfono, juguetes, puertas y ventanas motorizadas, luces…) de tal forma que puedan ser controlados con cualquier acción voluntaria por mínima que ésta sea, incluyendo cualquier movimiento simple de cualquier parte del cuerpo, la mímica facial, la mirada o la voz. La tecnología también permite optimizar las actividades que se pueden realizar, incluyendo la comunicación y la escritura con texto o con signos pictográficos, la producción de habla artificial, la mensajería electrónica, la consulta de información a través de la red y un largo etcétera.

Sin embargo, la tecnología por si misma no fomenta el desarrollo y la calidad de vida de las personas con discapacidad, sino que debe ir unida a un proceso de evaluación y toma de decisiones apropiado, seguido de una intervención a largo plazo que incluya a la propia persona y a su entorno físico y social, de acuerdo con una perspectiva habilitadora y de participación. Esta perspectiva implica lo siguiente:

1. Compaginar actuaciones rehabilitadoras y habilitadoras. La rehabilitación consiste en un proceso de duración limitada y con un objetivo definido en relación directa a la persona con discapacidad, con el fin de conseguir que alcance un nivel físico, mental y socio funcional lo más cercano posible al de las personas sin discapacidad de su misma edad y contexto. Un ejemplo de ello sería la logopedia orientada a la adquisición de lenguaje oral, o la fisioterapia orientada a conseguir la marcha. La habilitación en cambio consiste, principalmente, en poner en práctica medidas encaminadas a compensar las limitaciones funcionales, para conseguir que la persona sea capaz de realizar el mayor número de actividades posibles, aunque lo haga de forma diferente a la habitual. En este caso la intervención se dirige tanto a la persona con discapacidad como a su entorno físico y social. Serían ejemplos de ello la comunicación aumentativa y alternativa, el desplazamiento asistido o la supresión de obstáculos arquitectónicos y de comunicación (Basil, Bolea y Soro.Camats, 2003).
2. Definir objetivos de intervención relevantes y válidos, incluyendo tanto los resultados esperados (desarrollo de nuevos comportamientos y habilidades comunicativas en el usuario y en las personas significativas de su entorno), como los efectos deseados de dichos resultados (impacto social y repercusiones en la calidad de vida)
3. Adoptar un enfoque cooperativo de resolución de problemas, de forma que la propia persona con discapacidad, en la medida de lo posible, y las personas significativas del entorno participen, conjuntamente con los profesionales, en la definición de los objetivos y de las medidas de intervención (Björck-Ackesson, Grandlund & Olson, 1996).
4. Tener en cuenta las necesidades diversas de las personas. En el caso de la parálisis cerebral, debe tenerse en cuenta que la población es muy heterogénea, tanto en cuanto a la gravedad de las afectaciones mototas, como en cuanto a la existencia o ausencia de trastornos asociados de tipo cognitivo, lingüístico o sensorial. Cada persona necesita una intervención adecuada a sus características, necesidades y deseos
5. Centrar la intervención tanto en los contextos terapéuticos como, sobre todo, en los entornos naturales, adoptando un enfoque de 24 horas, orientado tanto al aprendizaje como a la generalización y el mantenimiento de las habilidades adquiridas.

Por último, para fomentar la participación y la calidad de vida de cualquier persona con dicapacidad, deben considerarse sus necesidades de habilitación de forma integral, incluyendo la comunicación, el desplazamiento, el acceso al currículum, al trabajo, al ocio y al control del entorno. Además, no debemos olvidar nunca que las personas con parálisis cerebral son niños y adultos como los demás, que necesitan desarrollarse y aprender, pero también jugar, disfrutar y descansar, y que necesitan poder tomar decisiones y tener control sobre sus propias vidas.

REFERENCIAS

Basil, C., Bolea, E., y Soro-Camats, E. (2003). La discapacitat motriu. En C. Giné (coord.), Trastorns del desenvolupament i necessitats educatives especials. Barcelona: Edicions Universitat Oberta de Catalunya, 233-314.

Basil, C. y Rosell, C. (2006). Recursos y sistemas alternativos/aumentativos de comunicación. En J. L. Gallego (Coord.) Enciclopedia temática de logopedia,volumen 1. Málaga: Aljibe, 442-465.

Basil, C., Soro-Camats, E., i Rosell, C. (1998). Sistemas de signos y ayudas técnicas para la comunicación y la escritura. Principios teóricos y aplicaciones. Barcelona: Masson.

Björck-Åkesson, E., Granlund, M., i Olsson, C. (1996). Collaborative problem solving in communication intervention. EN S. von Tetzchner i M. H. Jensen (Eds.), Augmentative and alternative communication: european perspectives. London: Whurr Publishers, 324.341.

Bruner, J. (1977). Early social interaction and language acquisition. En H.R. Schaffer (ed.) Studies in mother-infant interaction. Londres: Academia Press.

Kaye, K. (1986). La vida mental y social del bebé: Cómo los padres crean personas. Barcelona: Paidós.

Soro-Camats y Basil (2006). Desarrollo de la comunicación y el lenguaje en niños con discapacidad motora y plurideficiencia. En M.J. del Río y V. Torrens (eds.) Lenguaje y comunicación en trastornos del desarrollo. Madrid: Pearson.

Soto, G. y Zangari, C. (eds.) (2009) Practically Speaking: Language, Literacy, & Academic Development for Students with AAC Needs. Baltimore: Paul H. Brookes.

Tomasello, M. (1999). The cultural origins of human cognition. Cambridge: Harvard University Press.

von Tetzchner, S., y Martinsen, H (1993). Introducción a la enseñanza de signos y al uso de ayudas técnicas para la comunicación. Madrid: Antonio Machado Libros.

SESIÓN 1

Sistemas de comunicación e interacción con el ordenador

SINA: acceso natural al ordenador para personas con PCI [1]

Joan J. Muntaner[2], Francesca Negre, Francisco J. Perales, Javier Varona, Cristina Manera
[2]Universitat de les Illes Balears. Carretera de Valldemossa, Km. 7,5. 07122. Palma de Mallorca. España.
Tel. 971173292. Fax. 971173190. E-Mail joanjordi.muntaner@uib.es

Resumen

El acceso al ordenador por medios estándar representa una barrera, que limita las posibilidades de interacción para muchas personas con parálisis cerebral. En la UIB hemos desarrollado el SINA: un paradigma de interacción natural intuitivo, sencillo y económico que ha de permitir la utilización de la mayoría de aplicaciones instaladas en el ordenador convencional por un usuario con Parálisis Cerebral sin la necesidad de equipamientos extras, solamente con la incorporación de una cámara Web en el aparato.

Este dispositivo tecnológico a través de un proceso de Investigación-Acción aplicado en personas con Parálisis Cerebral en los dos últimos años ha mostrado su capacidad de adaptación y respuesta a las necesidades de estas personas, permitiendo una interacción normalizada con el ordenador, tanto en personas sin acceso anterior posible, como mejorando la aplicación, velocidad y adaptación en aquellas que lo hacían a través de dispositivos de apoyo.

1. Introducción y contenidos

El núcleo del proyecto SINA es una aplicación desarrollada en la Universidad de las Islas Baleares (UIB) que tiene como objetivo permitir la interacción con el ordenador a personas que tengan un movimiento limitado de manos o brazos, y que les impida hacer un uso efectivo de los dispositivos tradicionales de entrada al ordenador. Esta aplicación permite cumplir uno de los principales objetivos del proyecto SINA: llegar al máximo número de personas. Por esta razón, para su uso sólo se necesita tener instalado la aplicación y una cámara web, un periférico de bajo coste de los ordenadores. Esto es posible debido a la tecnología utilizada para su desarrollo, la visión por computador. La ventaja de utilizar visión por computador y no trabajar con marcadores, sensores o cualquier otra marca es que se consigue un sistema no invasivo sobre el usuario, por lo que se normaliza su situación frente al ordenador. Es decir, a nivel de uso, no hay ninguna diferencia entre los usuarios que accedan al ordenador mediante la aplicación SINA, tengan o no tengan discapacidad. Alcanzando de esta forma el objetivo de "diseño para todos" o diseño universal.

Para entender el sistema sin conceptos técnicos (ver Manresa-Yee, C., Varona, J., Perales F.J. (2006)), la aplicación SINA es un sistema que detecta la cara y la nariz, es capaz de seguir los movimientos de la nariz y convertirlos en el movimiento del cursor del ratón. Para realizar acciones con el ordenador existe una botonera gráfica que contiene todos los eventos de un dispositivo usual de acceso como el ratón: clic del botón izquierdo, doble clic del botón izquierdo, clic del botón derecho y arrastre. La forma de ejecutar estas acciones es por medio de lo que se llama "clic en espera": el usuario selecciona una acción situándose en el botón de evento apropiado y se mantiene estático en esta posición hasta que se selecciona. A partir de la selección, en cualquier sitio de la pantalla (por ejemplo un botón o una ventana) donde se quede el usuario estático durante un cierto tiempo predefinido se ejecuta la acción seleccionada. Desde un punto de vista técnico,

[1] Esta investigación ha podido llevarse a cabo gracias a la colaboración y la financiación de la Fundación IBIT (Illes Balears e Innovación Tecnológica) y la participación de los profesionales de los centros ASPACE- Baleares, ABDEM de Baleares, Joan XXIII (Inca); Mater Misericordiae, Rehacer-Baleares y Joan Mesquida (Manacor).

descrito en Varona et al. (2008) y Manresa-Yee et al. (2006), para conseguir una interfaz de usuario fácil y amigable, el sistema es totalmente automático y está compuesto por dos módulos principales: Inicialización y Proceso, que se relacionan entre sí para poder recuperarse de posible errores.

El proyecto SINA comenzó a aplicarse en el año académico 2007-2008 en dos centros de Palma de Mallorca, ASPACE y ABDEM, este año 2008-2009 considerábamos necesario transferir los resultados a obtenidos a otros centros de la isla que atendiesen a personas con discapacidad motórica, así se ha intervenido en los centros Joan XXIII (Inca), Rehacer, Mater Misericordiae y Joan Mesquida (Manacor). Continuando en el centro ASPACE como centro experimental en el que trabajábamos dos líneas de intervención paralelas:

- Continuar los ajustes en las prestaciones del SINA a las necesidades reales de los usuarios.
- Analizar y experimentar con nuevas prestaciones del sistema: sistema de reconocimiento de voz, ratón ocular, etc.

Centramos esta comunicación en las intervenciones desarrolladas en los otros centros de generalización, donde teníamos como objetivo principal la ampliación de las prestaciones del SINA y queríamos estudiar su capacidad de adaptación a diferentes perfiles de usuarios y en distintos contextos de trabajo: educativo, escolar, ocio, etc. Paralelamente, hemos descubierto la capacidad del SINA como medio de rehabilitación y de comunicación.

2. Metodología

Las fases de intervención planteadas en cada centro eran cuatro, en todas ellas y en cualquier momento se contaba con la participación del equipo de la UIB, que presentaba dos líneas de actuación: una tecnológica y otra educativa. Este equipo trabajaba de manera coordinada con los profesionales de cada uno de los centros, además se dispone de una página web de contacto http://sina.uib.es/ :

- Selección de los usuarios
- Planificación y programación
- Aplicación
- Evaluación y valoración

● Selección de los usuarios.
Los criterios para la selección de los usuarios han sido los siguientes:

- Necesidad de un acceso alternativo al ordenador, bien porque no tenían ninguna posibilidad anterior, bien porque no había suficiente satisfacción con los periféricos utilizados hasta el momento.
- Motivación e interés por el manejo del ordenador y por el aprendizaje.
- Nivel cognitivo suficiente para entender el funcionamiento del ordenador y del propio sistema.
- Posibilidades de utilizar el SINA como instrumento para trabajar distintos aspectos: medio rehabilitador de las alteraciones físicas y la posibilidad de desarrollar un trabajo académico y motor.

* Planificación y programación.
Con la finalidad de conseguir una buena planificación en la introducción del SINA, se realizó una valoración de las necesidades y posibilidades de cada usuario, según un protocolo elaborado por el equipo de investigación y que tenía por objetivo realizar una evaluación inicial personalizada. A partir de esta información se determinaban los objetivos y se planificaban las estructuras de las sesiones, que eran individuales en todos los casos.

Los objetivos de las sesiones eran individualizados para cada usuario, pero podemos resumirlos en los tres siguientes: introducir el manejo del ordenador como medio de aprendizaje y de ocio; mejorar la motricidad, estabilidad y postura del cuerpo; introducir el trabajo académico y mejorar atención, memoria, concentración, etc.

A modo de ejemplo, podemos señalar como el trabajo a desarrollar con el SINA se inicia estableciendo de manera lúdica una relación causa-efecto, donde el usuario descubre que sus movi-

mientos permiten manejar el ordenador que se provoca de la manera siguiente:

- Control cefálico: dirigir la cabeza de derecha a izquierda, dirigirla arriba y abajo, para el movimiento para activar el "clic".
- Interactuar con el ordenador, descubrir que con el movimiento se provoca que pase algo en la pantalla…
- Establecer una relación de causa-efecto con el movimiento de la cabeza.
- Experimentar el movimiento de un objeto en la pantalla siguiendo el movimiento de la cabeza.
- Observar como el cursos se desplaza siguiendo el movimiento de la cabeza.
- Entrenar la parada del movimiento para situar el cursos en un punto concreto.

* Aplicación.
La aplicación se realiza en sesiones individuales de una duración no superior a 45 minutos en adultos, 30 minutos en niños, dos veces por semana. En cada sesión hay un ajuste y adecuación del programa a cada usuario, donde se prueban los parámetros del programa: tiempo del "clic", rango de "clic", desplazamientos, que son individualizados y personalizados por el propio programa. Después se pasa a la aplicación del programa escogido en cada caso, de acuerdo a las capacidades y motivaciones de cada usuario: búsquedas en Internet, escritura con teclado virtual, utilización de juegos, uso de WordPad, etc.

* Evaluación y valoración.
El proceso de evaluación y valoración se realizaba al final de cada una de las sesiones de trabajo con el fin de conocer la posible evolución. La recogida de la información se desarrollaba a partir de unos registros base elaborados por el equipo de investigación, que eran debidamente valorados de manera conjunta por los técnicos del centro y de la UIB, paralelamente se aclaraban y solucionaban las posibles dudas, dificultades y mejoras a introducir en el programa que se creían oportunas.

Los criterios que se han seguido para evaluar los resultados del SINA han sido:

- La evolución seguida por cada usuario en cada ítem de sus objetivos personales.
- El nivel de interés y motivación del usuario
- El nivel de fatiga y cansancio que provocaba la utilización del SINA
- Grado de satisfacción del usuario en relación a los objetivos planteados
- Capacidad real de utilización del ordenador de manera autónoma
- Cambios en su control corporal.

3. Resultados y discusión

Los resultados obtenidos en la experimentación presentada puede concretarse en los puntos siguientes:

a) Es una experiencia muy positiva, puesto que ha permitido a usuarios que no tenían posibilidades de acceder al ordenador de hacerlo, de ser los protagonistas en su interacción con el ordenador, aumentando su autonomía y su autoestima.
b) El entrenamiento regular ha permitido mostrar una evolución en las capacidades de los usuarios y una evolución de sus competencias de manejo e interacción con el ordenador.
c) Es un elemento motivador no sólo para introducir tareas curriculares y académicas, sino también como medio de abrir nuevas posibilidades de ocio y de trabajo motor.
d) Se evidencia el potencial del SINA como medio de rehabilitación, pues permite responder a las demandas de los usuarios y les exige de manera lúdica un control sobre sus deficiencias tanto físicas como cognitivas: control cefálico, memoria, atención, posición, etc.
e) El SINA ha demostrado que tiene capacidad y medios técnicos para adaptarse al usuario y no a la inversa.

De la valoración y análisis de estos resultados hecha de manera conjunta entre los técnicos de la Universidad y los profesionales de cada uno de los centros, podemos concluir con una serie de nuevos retos y de propuestas de futuro a desarrollar en futuras experimentaciones:

1. Debería ser aplicable a la mayoría de programas educativos.
2. Debe fomentar y aumentar la autonomía del alumno en el trabajo del aula
3. Deben diseñarse actividades y sistemas para trabajar objetivos académicos más concretos.
4. Deben mejorarse los accesos y la utilización del teclado virtual.
5. Incidir en la utilización del SINA para actividades de ocio

4. Conclusiones

Partiendo del objetivo de proporcionar recursos, formación y asesoramiento a la población que ve limitado su acceso al sistema educativo para extender las posibilidades que las TIC ponen a nuestra disposición, en esta primera fase del proyecto nos hemos centrado en la población que presenta una afectación en el área motriz, en concreto en las personas que tienen muy limitadas las capacidades de movimiento y/o presentan un cuadro degenerativo.

En este momento disponemos de un recurso, el SINA, que puede permitir el acceso y la interacción con el ordenador en este colectivo de personas y que ha generado muy buenas expectativas para las posibles aplicaciones futuras.

El reto, en este momento, se plantea desde dos perspectivas: por una parte ampliar y mejorar las posibilidades del SINA con nuevas aplicaciones que permitan una nueva adaptación a un abanico más amplio de usuarios y, por otra parte, proporcionar nuevas herramientas y asesorar para trabajar con el SINA en diferentes contextos, básicamente en las aulas educativas.

Para finalizar destacar los objetivos básicos que se han alcanzado con la introducción y aplicación del SINA en los centros educativos y de rehabilitación de Mallorca:

1. Implantar y desarrollar el proyecto de Sistema de Interacción Natural Avanzado (SINA) para la integración de personas con discapacidad en entornos informáticos. Este objetivo ha sido logrado de forma satisfactoria por los usuarios de los centros donde se ha aplicado el sistema de interacción natural.
2. Desarrollar la aplicación docente multimedia sobre el programa del ratón facial avanzado orientado a las personas con discapacidad. Para dar respuesta a esta necesidad, se ha avanzado en el ajuste del SINA y se ha acompañado de diferentes aplicaciones según las demandas de los participantes.
3. Dar el apoyo tecnológico necesario para el desarrollo de la experiencia. Este proceso de acompañamiento ha sido clave para poder actualizar las versiones del programa a las necesidades de los usuarios de forma permanente. Finalmente disponemos de un conjunto de aplicaciones finales mucho más estables y eficientes.
4. Formar el profesorado de los centros escogidos para poder aplicar el proyecto desarrollado. Este objetivo se ha materializado en un proceso de formación y asesoramiento continuo, ya que se considera un elemento clave para poder recoger los perfiles de los usuarios y transmitir las necesidades de adaptación al sistema informático.
5. Realizar el seguimiento pedagógico para la implantación del SINA y dar el apoyo necesario para desarrollarlo. El seguimiento pedagógico se configura como un elemento clave para poder evaluar las mejoras realizadas y valorar las consecuencias pedagógicas y potenciales del sistema. También ha resultado necesario para definir nuevas vertientes de futuro del sistema propuesto y desarrollado por los miembros del proyecto.

En general, podemos señalar que el SINA ha resultado un recurso motivador y funcional con vista a posibilitar el acceso al ordenador y a las aplicaciones utilizadas, básicamente Internet. Ha sido un ejemplo claro de “adaptación de la tecnología al usuario, y no del usuario a la tecnología”. Por otra parte, cabe destacar la importancia de la función socializadora del trabajo con el SINA, que ha estado demostrado en las presentaciones y las actividades públicas hechas y las contribuciones del sistema como futura herramienta de rehabilitación.

El SINA, como prototipo innovador e inicial que es, aún cuenta con determinadas limitaciones: en general presenta más dificultades si se utiliza con un ordenador portátil con cámara integrada. Tiene una funcionalidad limitada para órdenes con voz y la escritura se hace con un teclado virtual que limita la velocidad habitual de escribir. Las prestaciones aumentaran considerablemente si se complementan estas restricciones con un procesador de voz y de dictado más potente y nuevas aplicaciones multimedia adaptadas a las necesidades de los usuarios en particular.

5. Referencias

- Manresa-Yee C., Varona J. , Perales F.J., Negre, F. ,Muntaner J.J. (2008) Experiences Using a Hands-Free Interface ASSETS'08, ACM 978-1-59593-976-0/08/10. pp. 261-262.

- Manresa-Yee C., Varona J., Perales F.J. (2006) Towards hands-free interfaces based on real-time robust facial gesture recognition. Proceedings Fourth Conference on Articulated Motion and Deformable Objects (AMDO) 4069 pp. 504-513.

- Muntaner J.J. , Perales F.J., Negre, F., Varona, J., Manresa-Yee, C. (2008). Sistema de Interacción natural avanzado (SINA): Proceso de mejora y ajuste para usuarios con parálisis cerebral y esclerosis múltiple en La igualdad de oportunidades en el mundo digital. ISBN: 978-84-96997-02-8. pp 139-151.

- Varona, J., Manresa-Yee, C., Perales, F.J. (2008) Journal of Network and Computer Applications 31 pp. 357-374 , 2008.

Accesibilidad para Parálisis Cerebral en las aplicaciones Sc@ut y PICA

María José Rodríguez Fórtiz[1], Álvaro Fernández López[1],
Manuel Entrena Casas[1], Silvia Espejo Cárdenas[2] , Aurelia Carrillo Morales [2]
[1]Dpto. Lenguajes y Sistemas Informáticos, Universidad de Granada
[2]Colegio de Educación Especial Santa Teresa de Jesús de Granada (ASPROGRADES)
ETSIIT. C/ Periodista Daniel Saucedo Aranda, s/n. Granada, España

mjfortiz@ugr.es, alvarofernandez@ugr.es, imladriss@gmail.com, carrilloauri@gmail.com

Resumen

Se enumeran las principales características que hacen que sean accesibles para personas con Parálisis Cerebral dos aplicaciones informáticas creadas en nuestro grupo de trabajo: el SAAC Sc@ut y los ejercicios educativos de PICA. Se describe la experiencia de trabajo con Sc@ut y sus buenos resultados.

Palabras clave: SCAA, necesidades educativas especiales, ejercicios didácticos, dispositivos móviles, accesibilidad, NintendoDS, iPod e iPhone, adaptación al usuario.

1. Introducción

En este artículo vamos a presentar dos aplicaciones creadas en nuestro grupo de trabajo de la Universidad de Granada: la plataforma Sc@ut [1] y el programa PICA [2].

La plataforma Sc@ut consiste en dos programas informáticos: un comunicador y un generador de comunicadores.

El comunicador Sc@ut (Figura 1) es un sistema de comunicación aumentativo y alternativo, usado por personas que tienen problemas de comunicación, entre las que se encuentran aquellas con PC que tienen dificultad para hablar. Sc@ut se ejecuta en ordenadores, tablet-PC (ordenadores con pantalla táctil) y dispositivos móviles como PDAs, teléfonos móviles y Nintendo DS. En un comunicador se muestran pantallas (plantillas de comunicación) con celdas que contienen imágenes (fotografías, pictogramas o dibujos), que al ser seleccionadas emiten un sonido (onomatopeya, palabra o frase) y pueden también mostrar un vídeo o llevar a otra plantilla. Los enlaces entre plantillas permiten construir frases más complejas y estructurar la información.

Figura 1. Comunicador Sc@ut (PDA y NintendoDS).

El generador de comunicadores (Figura 2) es una herramienta creada para que las familias y los educadores puedan crear y modificar comunicadores personales teniendo en cuenta las preferencias de los usuarios finales, sus capacidades, necesidades y habilidades. Se pueden configurar varios aspectos relacionados con la forma de presentar las plantillas, de interaccionar con las imágenes y de cómo se da respuesta.

Sc@ut es gratuito, las aplicaciones pueden descargarse desde su página web http://scaut.ugr.es. Hemos podido financiar el proyecto gracias a la

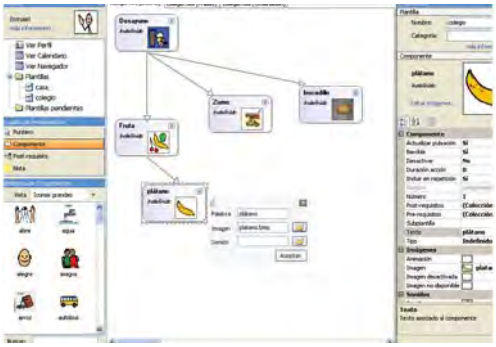


Figura 2. Generador Sc@ut.

colaboración de varias entidades: Consejería de Educación de la Junta de Andalucía, Obra Social de la Fundación la Caixa y el Centro de Iniciativas para la Cooperación y el Desarrollo (CICODE) de la Universidad de Granada. Estas ayudas han servido para probar las aplicaciones en varios centros y realizar estudios que han permitido mejorar los programas a partir los errores detectados y de las sugerencias recogidas de profesionales y familias. Desde aquí queremos agradecer su apoyo a las entidades financiadoras, colegios, centros educativos, asociaciones, profesionales y familias.

En la actualidad y después de varios años creemos que por fin Sc@ut es una herramienta estable que ponemos a disposición de toda la comunidad porque esperamos que le sea útil.

Por otro lado, estamos trabajando en otro proyecto nacional subvencionado por el MEC en el que hemos empezado a desarrollar PICA (Figura 3) que es una plataforma que permite crear ejercicios didácticos cooperativos de tres tipos básicos: puzzle, asociación y exploración. Los ejercicios pueden ser adaptados en contenidos y en presentación para que sean accesibles y usables para personas con necesidades educativas especiales. Los ejercicios se configuran y ejecutan en iPod Touch e iPhone, que son dispositivos móviles que pueden conectarse entre sí mediante wifi o bluetooth. La conexión permite la realización de ejercicios en grupo, y fomenta la socialización de las personas. La movilidad de los dispositivos ayuda a involucrar en el proceso de aprendizaje a familias y profesionales, ya que los ejercicios pueden realizarse en los centros educativos y en casa.

Figura 3. Ejercicio de asociación en PICA.

2. Accesibilidad para Parálisis Cerebral

Las personas con parálisis cerebral tienen derecho a utilizar las mismas aplicaciones que todos y debe facilitárseles su uso y el acceso al ordenador. El ordenador permite acceder al ocio, al aprendizaje, a la información y a la gestión para realizar actividades cotidianas y relacionarse con otras personas [3][4].

Las aplicaciones deben ser configurables y personalizables para dar respuesta a la gran diversidad funcional de las personas con Parálisis Cerebral, algunos a nivel sensorial y cognitivo, y muchos de movimiento (pérdida de movilidad, velocidad, fuerza o precisión y movimientos repetidos).

En Sc@ut y PICA disponemos de herramientas para la definición previa de un perfil de usuario y la personalización de los comunicadores y ejercicios. Nos basamos en el perfil de usuario para presentar las aplicaciones y facilitar el que puedan interaccionar con ellas. Las características configurables del perfil y de las aplicaciones pueden cambiarse siempre que se desee, adaptándose las aplicaciones a éstos.

A continuación enumeramos las técnicas de accesibilidad que deben incluir los programas de ordenador para ser accesibles a personas con parálisis cerebral [5]. Para cada una de ellas especificamos cómo hemos dado respuesta a sus necesidades con Sc@ut y PICA.

Control con un solo botón

- *Sc@ut* incorpora tres tipos de barrido para ayudar a seleccionar:
  - Filas y celdas en la fila
  - Celda a celda
  - Una imagen por pantalla

Selección táctil o usando periférico.

- *Pica*: iguales tipos de barrido que Sc@ut. Además, selección táctil, sin stylus. El iPod es un dispositivo sin botones físicos que ayuda a evitar pulsaciones indeseadas.

Control con una sola mano

- *Sc@ut*: pantalla táctil en Tablet, UMPC, PDA y Nintendo DS. También es posible el control con un periférico en el ordenador.

- *Pica*: Pantalla táctil, pequeño tamaño. Control configurable:
  - pulsando,
  - pulsando y arrastrando
  - pulsando más de uno a la vez

Control mediante movimiento

- *Sc@ut*: No incluido

- *Pica*: Acelerómetro que detecta posición del dispositivo:
  - giros e inclinaciones para mover componentes de la pantalla
  - agitar el dispositivo para seleccionar

El dispositivo iPod dispone de un accesorio para agarrar el dispositivo a alguna parte del cuerpo que pueda moverse o agitarse.

Velocidad configurable

Sc@ut: Puede elegirse el tiempo de barrido y el tiempo que tardará en mostrarse una nueva plantilla. También es configurable, si se desea, el tiempo que debe mostrarse una imagen en pantalla impidiendo cambiar a otra antes de tiempo.

- *Pica*: Tiempo de barrido y tiempo del ejercicio. También tiempo de cada turno.

Sensibilidad de botones

- *Sc@ut*: Es configurable el tiempo de pulsación para detectar nuevas pulsaciones y discriminar las involuntarias.

- *Pica*: Tiempo de pulsación igual que en Sc@ut

Control por micrófono

- *Sc@ut*: No incluido

- *Pica*: Instrucciones de voz con reconocedor de voz o de emisión de algún sonido

Información Sonora

Sc@ut: Sonidos, voces o frases grabados o sintetizados a partir del nombre de los componentes de las plantillas. Sonidos previos para advertir del cambio de imagen en pantalla y llamar la atención del usuario. Al seleccionar el último componente de una frase puede escucharse ésta completa.

Pica: Incorpora un sintetizador de voz para generar sonidos a partir de texto. Realiza una lectura de componentes de la pantalla cuando son tocados. Proporciona sonidos, voces o frases grabados asociados al ejercicio para advertir de cambios, alertar, informar y ayudar.

Información visual

Sc@ut: Es variable el número de imágenes en la pantalla. Las imágenes pueden ser pictogramas, fotografías o dibujos para representar objetos y acciones. Distinta imagen según el estado de un componente de una plantilla: satisfacción de precondiciones, disponibilidad según veces que se ha seleccionado. Tamaño de imágenes adaptado a la pantalla. Configurables márgenes, tachados y marcas sobre las imágenes. Texto asociado a las imágenes. Contraste, color y zoom en la imagen elegida. GIFS animados con símbolos de Benson-Schaeffer para aprendizaje y uso de lengua de signos como alternativa de comunicación.

Posibilidad de mostrar la secuencia de imágenes que han sido seleccionadas en distintas plantillas enlazadas y que constituyen una frase o secuencia de tareas.

- *Pica*: Zoom, contraste de color, y blanco y negro proporcionados por el dispositivo. Tipo de imágenes y tamaño configurables. Imágenes de gran calidad. Texto asociado al ejercicio para advertir de cambios, alertar, informar y ayudar. Información visual de contexto: usuario en turno, puntuación, etc. Conexión a televisión para ver la información multimedia en ésta.

Niveles de dificultad

- *Sc@ut*: Configurable la estructura de las plantillas y los niveles de plantillas enlazadas. Posibilidad de moverse a una plantilla inicial o a la plantilla anterior. Configurable un calendario semanal de actividades con plantillas asociadas. Configurable el número de veces que una imagen puede ser seleccionada, para indicar disponibllidad. Posibilidad de añadir precondiciones y postcondiciones asociadas a la selección de una imagen concreta en una plantilla. Proporciona atajos: imágenes fijas para todas las plantillas para facilitar el acceso rápido y evitar búsquedas.

- *Pica*: Los ejercicios pueden combinarse para hacer otros más completos o complejos. Los objetivos del ejercicio pueden variar cada vez que se realice (por ejemplo, hacer un número concreto de asociaciones en un juego de asociación). Puntuación asociada en función de los objetivos y perfil del usuario.

Ayudas y Refuerzos

- *Sc@ut*: Vídeos, gifs animados asociados a la selección de una imagen de una plantilla.

- *Pica*: Configurables los tipos de refuerzos (positivos, negativos, sonoros, visuales) y cuándo deben darse en el ejercicio. Ayudas visuales y sonoras según objetivos alcanzados e interacción previa del usuario. También a petición del usuario.

Conectividad

- *Sc@ut*: No incluida

- *Pica*: WIFI, Bluetooth que permiten hacer los ejercicios de forma colaborativa y ser supervisados y guiados por un tutor.

Portabilidad, ubicuidad

- *Sc@ut*: Los comunicadores creados pueden ser ejecutados en distintos disposivos, basta indicar cuál es el de salida cuando se generan. Pueden ser ordenadores portátiles, tablets-PC, UMPCs, PDAs y Nintendo DS.

- *Pica*: Uso de dispositivos iPod Touch e iPhone.

Periféricos estándares o adaptados

- *Sc@ut*: En su versión para ordenador, todos los estándares o aquellos adaptados.

- *Pica*: Todavía no, acaba de abrirse la plataforma y es posible que pronto haya varios periféricos no propietarios.

3. Aplicación y metodología

Basamos el uso de nuevos dispositivos, en la necesidad de facilitar el aprendizaje y/o la comunicación de alumnos con diversas deficiencias. Para dar cuenta de la realidad que nos encontramos en los centros educativos nos hemos basado en la experiencia con Sc@ut en el Colegio Santa Teresa de Jesús con alumnos con PCI. Aún no hemos hecho un estudio de campo con PICA.

Se inicia con una alumna PCI espástica, de bajo nivel cognitivo, con intención comunicativa y problemas visuales. Dada su patología, nuestra alumna es incapaz de usar el dedo índice para señalar en la pantalla los pictogramas y además, por sus problemas visuales le es complicado discriminar varios pictogramas en la misma pantalla (este tipo de problemas es muy frecuente entre la población PCI).

Para solucionar el problema de la discriminación se adapta el programa añadiendo la opción de seleccionar por barrido, es decir, los pictogramas pasan de uno en uno por la pantalla cada 4 segundos, ocupando la misma y con el sonido de la palabra representada.

Una vez solucionado este problema sólo faltaba la manera de pulsar la pantalla pues ya se ha comentado que no puede usar su dedo índice. Siguiendo la recomendación de su fisioterapeuta se aprovecha un movimiento residual de su mano derecha, conseguimos que golpeara la pantalla de la PDA. Dicho movimiento termina siendo intencional.

El avance ha sido asombroso y nuestra alumna porta una PDA en la mesa de su silla de ruedas no sólo en el colegio, sino también en su casa. Su vocabulario se reduce a la satisfacción de necesidades básicas y los pocos deseos de pasear, bañarse en la piscina o salir de paseo.

Tras la primera experiencia se ha comenzado a usar Sc@ut con otros alumnos con PCI, con resultados diversos en función de su capacidad cognitiva y tipo de Parálisis.

La mayor dificultad está en la manera de seleccionar los pictogramas, pues no todos tienen movimientos voluntarios en las manos para pulsar, por lo que se ha comenzado a utilizar otros dispositivos como tablet-PCs, UMPCs y el propio ordenador, que permiten realizar las adaptaciones pertinentes, como la utilización de ratones adaptados y pulsadores. El fin de este comunicador es que la persona pueda interactuar en todos los ambientes, para ello se utilizan brazos adaptados colocados en su carro permitiendo que el alumno lleve el dispositivo con autonomía y lo accione con la parte de su cuerpo sobre la que tenga más control.

En el curso 07-08 se comenzó también a trabajar con adultos gravemente afectados de la Unidad de Día de la Asociación ASPROGRADES con beneficios similares a los expuestos.

Para poder hacer esta afirmación, se ha llevado a cabo una investigación [6] siendo el Objetivo: "*manifestar los beneficios que el uso de Sc@ut produce en personas con problemas graves de lenguaje y comunicación en todo tipo de patologías y edades".*

Las hipótesis planteadas fueron:

- El uso de Sc@ut en individuos con deficiencias, tanto adultos como alumnos/as en edad escolar mejora la comunicación, el desarrollo del lenguaje y por tanto el aprendizaje.

- La mejora de la comunicación lleva consigo la disminución de las conductas disruptivas y desafiantes (gritos, rabietas con autoagresión y agresión).

Metodología

Han participado 67 sujetos, de los cuales 16 presentan deficiencias motóricas, siendo 13 PCI, 2 Síndrome de Rett y un Síndrome de West. De los 13 usuarios con Parálisis Cerebral, 4 de ellos pertenecen al grupo de investigación de La Unidad de Dia, (son mayores de 21 años) y los restantes son alumnos del Colegio Santa Teresa de Jesús de Granada.

Se han utilizado tres cuestionarios de observación; Entrevista de Comunicación, Examen de las Habilidades de Comunicación Existentes, Protocolo de Evaluación del lenguaje en PCI, más una Escala de Valoración de Pautas Comunicativas.

Nuestro experimento ha sido de campo, hemos tratado de alcanzar el mayor grado posible de control, si bien los trabajos se han llevado a cabo en los contextos donde con posterioridad se van a llevar a la práctica los avances conseguidos en el experimento. Como labor de campo se han seleccionado dos personas, a las cuales se las ha instruido a la vez, para que no hubiera una contaminación en la recogida de datos, ya que ellas se han encargado de evaluar a los sujetos y de diseñar las plantillas. La elaboración de los comunicadores la ha llevado a cabo una de ellas, con la ayuda del equipo informático del Grupo.

Diseño

Se trata de un diseño estadístico, en el cual hemos establecido dos grupos, el grupo control y el grupo experimental.

Por el grado de control he de decir que es cuasiexperimental, pues hay muchas variables que quedan sin controlar (personal, centros, horarios, patologías, el absentismo de los usuarios, etc.), se ha llevado a cabo en una situación real, donde la variable independiente: entrenamiento comunicativo con Sc@ut, ha sido la única manipulada por nosotros, siempre dependiendo de la situación. Además los sujetos no han sido asignados de forma aleatoria a los grupos de intervención, se trata de un muestreo no probabilístico e intencional.

Pretendemos explicar las relaciones de causalidad comparando grupos de datos que proceden de situaciones provocadas por nosotros, pero sin el control que se llevaría a cabo en un experimento.

Resultados

Los resultados indicaron que la intervención ha sido efectiva para personas deficientes con graves problemas de comunicación.

Tras el uso de Sc@ut, los usuarios han disminuido el número de conductas disruptivas, al bajar su nivel de ansiedad y al tener un apoyo para comunicarse y organizar el tiempo. Además, ha mejorado la interacción con su grupo de iguales, sus profesores y familiares. Este es el caso de una alumna PCI del C.E.E. Santa Teresa de Jesus, que presentaba grandes rabietas, tanto en la casa como en el colegio, y que tras aceptar el Proyecto Sc@ut como modo de comunicarse, ha disminuido esta conducta. Teniendo en cuenta los buenos resultados, se decidió generalizar su utilización al hogar, introduciendo actividades que a la niña le gusta hacer, siempre partiendo de un aprendizaje lúdico y con la colaboración de los padres.

Por otro lado, Sc@ut es utilizado también por personas cuya habla es ininteligible, así se han elaborado diferentes plantillas para varios usuarios de la Unida de Día y Centro Ocupacional de ASPROGRADES. Para uno de ellos, que tiene autonomía con su silla de ruedas y un buen nivel cognitivo, se ha pretendido que el mensaje sea entendido por todos los usuarios del centro, ya que durante la jornada hace muchos recados para sus monitores y para el otro se han introducido mensajes referidos a las actividades que hacen en el taller, para potenciar la interacción, tanto con la monitora como con los compañeros.

Se podría añadir, aunque no se ha comprobado científicamente, que los alumnos con avances más espectaculares son PCI, si comparamos con alumnos TEA. Creemos que la clave puede estar en que los PCI tienen intención comunicativa frente a los otros; por otro lado a la hora de transportar la PDA o el ordenador no tienen dificultad, pues va en su silla de ruedas.

En casos especiales, y gracias al refuerzo del sonido, ha mejorado el lenguaje oral y la estructuración de frases.

Las familias y profesionales que han utilizado el sistema, especialmente aquellos que trabajan en talleres con adultos, han mostrado su aceptación y han reclamado mayor capacitación en SCAA. También han reclamado mayor tiempo de intervención, por lo que se va a continuar con la experiencia.

3. Conclusiones y trabajos futuros

Hemos presentado dos aplicaciones accesibles para personas con Parálisis Cerebral, Sc@ut y PICA. La primera es un sistema de comunicación aumentativo y alternativo y la segunda una herramienta para la creación de ejercicios didácticos. Ambas usan dispositivos portátiles que permiten a sus usuarios poder usar las aplicaciones en el sitio donde las necesitan, bien sea para comunicarse o para aprender de forma divertida. Ambas son personalizables para adaptarse al usuario y no que el usuario deba adaptarse a los programas. Mostramos un análisis de técnicas de accesibilidad para personas con parálisis cerebral y

cómo estas son cubiertas con nuestras aplicaciones.

Se han mostrado los resultados de un estudio con Sc@ut en el que han participado 16 personas con algún tipo de parálisis. En el estudio se han puesto de manifiesto los beneficios a nivel de comunicación y mejora de calidad de vida de las personas que han intervenido, así como su la aceptación por parte de familias y profesionales.

En el próximo curso esperamos disponer de un primer prototipo para hacer un estudio de campo con él, estudiar sus beneficios y analizar posibles mejoras a partir de su uso.

Agradecimientos

Deseamos agradecer la colaboración de familias y profesionales que utilizan nuestras aplicaciones.

Este trabajo está financiado por el Ministerio de Educación y Ciencia, a través del proyecto TIN2008-05995/TSI, así como por el CICODE de la Universidad de Granada.

5. Referencias

[1] A. Fernández, L.M. Roldán, J.L. González, M.J. Rodríguez, M.V. Hurtado, N. Medina: Generador Sc@ut: Sistema de Creación de Comunicadores Personalizados para la Integración. IEEE-RITA - Revista Iberoamericana de Tecnologías del Aprendizaje Vol.4, Num.1. 2009

[2] Álvaro Fernández, Carlos Rodríguez, María José Rodríguez-Fórtiz. Diseño de una Plataforma Móvil de Apoyo al Aprendizaje Cooperativo en Educación Especial. Congreso Interacción 2009. Barcelona 2009.

[3] M. J. Rodríguez Fórtiz. Dispositivos Móviles para Comunicación y Adaptación al Usuario. : La Igualdad de Oportunidades en el Mundo Digital. Pp:175- 196. Universidad Politécnica de Cartagena. 2009.

[4] Miguel Puyuelo, Pilar Poo, Carmen Basil y Michel Le Metayer.. Logopedia en la Parálisis Cerebral. Diagnóstico y tratamiento. Masson 1996.

[5] Videojuegos accesibles. www.javiermairena.net. 2009.

[6] S. Espejo, A. Carrillo, A. Fernández, M. J. Rodríguez Fórtiz: Estudio sobre el Uso del Sistema de Comunicación Aumentativo y Alternativo Sc@ut. II Congreso Nacional sobre Discapacidad Intelectual. Jaén 2009.

Entorno interactivo multimodal para personas con parálisis cerebral

Cesar Mauri[1], Agusti Solanas[2], Toni Granollers[3], Narcís Parés[4], Joan Bagés[5], Mabel García[1]
[1]Associació Provincial de Paràlisi Cerebral, Tarragona, cesar@crea-si.com, mggs@tinet.org
[2]CRISES Research Group. Universitat Rovira i Virgili, Tarragona, agusti.solanas@urv.cat
[3]GRIHO, HCI research group, Universitat de Lleida, Lleida, tonig@diei.udl.cat
[4]Laboratori de Sistemes Interactius, IUA, Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, narcis.pares@upf.edu
[5]Centre de Reserche Informatique et Creation Musicale, Universidad Paris 8, Francia, joanbir@hotmail.com

Resumen

El presente artículo describe las estrategias y tecnologías utilizadas para proveer a personas con parálisis cerebral en grados moderados y severos de unas actividades lúdicas y creativas diseñadas a la medida de sus potencialidades. Estas actividades se basan en sistemas interactivos de visión artificial y generación de gráficos y sonidos en tiempo real. El bienestar conseguido con estas actividades parte de conseguir un importante grado de autonomía en su realización gracias a las tecnologías utilizadas, las cuales no requieren la mediación de un cuidador o educador para ayudar a los usuarios a realizarlas.

Palabras clave: parálisis cerebral, interacción multimodal, visión por computador, accesibilidad, desarrollo personal

1. Introducción y contenidos

El área de la tecnología interactiva aplicada a la discapacidad y a las necesidades especiales resulta de gran importancia para nuestra sociedad al explorar las posibilidades de ayudar a personas con discapacidades congénitas, trastornos psicológicos adquiridos, problemáticas derivadas de accidentes o, sencillamente, con las limitaciones progresivas que conlleva el envejecimiento. La mejora de la calidad de vida de estas personas resulta esencial en todo planteamiento sociosanitario actual. Por eso cualquier nueva estrategia para poder contribuir a su bienestar resulta de gran interés.

Este artículo presenta el proyecto denominado Sistema Audiovisual Terapéutico Interactivo (SATI) que desde 2007 se está poniendo en práctica en la Asociación Provincial de Parálisis Cerebral (APPC) de Tarragona. El principal objetivo del proyecto es investigar, desarrollar y aplicar un sistema capaz de analizar los movimientos y los sonidos de los usuarios (por medio de visión artificial y micrófonos) y transformarlos en imágenes, sonidos y vibraciones. El objetivo es crear un espacio sensible donde el usuario, a pesar de sus limitaciones sensoriales, motrices y cognitivas, sea capaz, por él mismo, de interactuar. Con ello no tan solo se pretende que el usuario participe en una experiencia que no resulte perjudicial, sino que fomente la asociación causa-efecto y la sensación de control e incluso que acabe sirviendo como un canal de expresión. Además, mediante esta actividad, los usuarios pueden desarrollar capacidades –a veces inconscientemente– como la participación, la comunicación o la creatividad, lo que conducirá a una mejora de su calidad de vida.

En efecto, la complicidad usuario-aplicación que se persigue puede dar lugar a esta sensación de control antes mencionada, la cual a la larga puede generar una sensación de *agencialidad* en el usuario. Esto implica la consciencia de que el usuario puede actuar sobre su entorno y que éste último le responde de forma coherente. Esta sen-

sación puede desencadenar efectos muy positivos de autoestima y de capacidad expresiva. Ambos efectos están documentados como generadores de bienestar tanto a nivel psicológico como biológico [1].

Nuestro proyecto se centra en las personas con parálisis cerebral, pero creemos que también podría beneficiar a otras personas con discapacidades cognitivas (por ejemplo, autismo, síndrome de Down, retardo mental, demencia senil, etc.).

El resto del artículo está organizado de la siguiente manera: en la sección 2 se resumen los antecedentes en I+D llevados a cabo en la APPC y las motivaciones del proyecto SATI, en la sección 3 se presenta un resumen del estado del arte en la materia. La sección 4 presenta la metodología empleada incluyendo una descripción del despliegue tecnológico, la caracterización de los participantes y el método experimental empleado. La sección 5 presenta algunos resultados, y el artículo concluye en la sección 6 apuntando futuras líneas de investigación

2. Antecedentes

Desde el año 2004 la APPC, además de realizar sus actividades habituales, se involucró en programas y proyectos de I+D orientados al uso de las Tecnologías de la Información y de las Comunicaciones (TIC) para proporcionar ayuda y herramientas dirigidas a personas con parálisis cerebral. Se empezó a investigar la aplicación de los sistemas "Ratón Facial" y "WebColor" [13][14][20][21], aportados por CREA[1]. Estos sistemas, utilizan una cámara web para proporcionar formas de acceso alternativo al ordenador. Ratón Facial permite controlar el ratón con los movimientos de la cabeza, mientras que WebColor utiliza elementos de color, como etiquetas adhesivas, guantes o papel, para emular las funciones de un pulsador. Estos sistemas permiten identificar la movilidad voluntaria del niño y convertirla en órdenes útiles. Otras actuaciones incluyen el desarrollo de un comunicador para Pocket PC, CREA Talker, la adaptación de ayudas técnicas y un programa de formación y asesoramiento dirigido a los profesionales del centro.

Todas estas acciones supusieron un fuerte avance en el uso de nuevas técnicas y una gran ayuda para los usuarios y profesionales de la asociación. Sin embargo, un número no despreciable de usuario no fue capaz de sacar provecho de tales avances tecnológicos debido a sus propias limitaciones cognitivas, pues muchos de ellos no comprendían el uso de las aplicaciones más simples que les proporcionaban los profesores y terapeutas; es decir, "la tecnología era accesible, pero no usable".

Los efectos beneficiosos de la música observados en las sesiones regulares de musicoterapia, que se llevaban a cabo en la APPC, motivaron la realización de pruebas combinando el uso de Ratón Facial con el sistema DanceMusic (este último genera sonidos MIDI y colores en la pantalla al mover el ratón). Un usuario del centro, que no participaba activamente en las sesiones de musicoterapia, lo probó y pudimos observar inmediatamente la motivación que sentía al interactuar con el sistema. Otras pruebas con niños que no eran capaces de usar el ordenador revelaron que respondían ante este sistema. Por todo ello se decidió asumir el reto y emprender el proyecto SATI.

3. Estado del arte

La aplicación de los medios interactivos a la discapacidad cuenta ya con una larga trayectoria, desde aplicaciones para el tratamiento de trastornos psicológicos como fobias [24][25][30], trastornos obsesivo-compulsivos [25], trastornos post-traumáticos [25][32] o trastornos de déficit de atención [25]; pasando por tratamientos de discapacidades físicas causadas por paraplejías, apoplejías, perlesías, etc. [38]; hasta trastornos congénitos como el autismo [2][6][7][8][18][22][23][27][28][29][33][34][35][36][37] o la parálisis cerebral [3][9][10].

[1] CREA Sistemes Informàtics (http://crea-si.com)

En muchas de estas aplicaciones el tratamiento de los estímulos se basa mayoritariamente en reproducir entornos físicos en situaciones verosímiles. Por un lado, para realizar terapias por exposición gradual a ciertas situaciones; por ejemplo, situar a un usuario que padece acrofobia (miedo a las alturas) en simulaciones de sitios altos como balcones o puentes. Esto tiene la ventaja evidente de potenciar las sensaciones adecuadas en el usuario sin que peligre su integridad física. Por otro lado también se aplican para realizar entrenamientos de ciertas tareas: rehabilitar una parte del cuerpo, alcanzar objetos que obligan al usuario a realizar un movimiento dado, o en un caso concreto, una aplicación en un supermercado [39] en la que un usuario debe recorrer los pasillos y obtener los productos que necesita con el objetivo de poder recuperar la sensación de autonomía perdida como resultado de padecer una apoplejía. En todo caso, las estrategias se basan en la simulación en la mayoría de los casos.

Incluso en el caso del autismo, muchas aplicaciones utilizan la estrategia de la simulación de un entorno físico. Por ejemplo, Strickland [35][36] diseñó una aplicación para enseñar a un niño y una niña a cruzar una calle. Esta aplicación, basada en casco de realidad virtual, mostraba un entorno urbano muy simplificado en el que el usuario debía aprender a reconocer los elementos esenciales para cruzar la calle. Alcantud, et al. [2], diseñaron un sistema de sobremesa para recorrer un supermercado virtual en el cual se recogían objetos, los cuales eran transformados para potenciar la imaginación. Un ejemplo más es una aplicación para dar a personas autistas de alto nivel funcional (Asperger) las habilidades sociales mínimas para que puedan encontrar un asiento en un autobús o una cafetería [18]. En todos estos casos la estrategia de estímulos sigue un planteamiento de simulación.

Otro enfoque distinto es el empleado por los proyectos que se comentan a continuación donde lo que se pretende es que el usuario puede actuar sobre su entorno y que éste responda coherentemente.

3.1 Phil Ellis y la terapia sonora

A principios de los años 90, Phil Ellis utilizaba la llamada terapia sonora con Soundbeam en niños afectados de parálisis cerebral, autismo y con discapacidades profundas y múltiples para el aprendizaje. La terapia sonora –generalmente no intervencionista o mínimamente intervencionista– combina la potencia de las nuevas tecnologías con una respuesta estética al sonido, incentivando la interacción y el desarrollo de las habilidades comunicativas de estos usuarios [9].

Desde 1998, Ellis evoluciona la terapia de sonido hacia la denominada terapia de sonido vibro-acústica (VibroAcoustic Sound Therapy, VAST), experimentando con ancianos [10][11]. Además de un micrófono y dispositivos vibratorios, el sistema utiliza un dispositivo vibro-acústico para reforzar los sonidos creados por Soundbeam o un micrófono. Asimismo, una técnica de relajación al final de las sesiones, mejora el sentido general de bienestar físico y mental de los usuarios.

A partir de 2004, y desde el centro de investigación iMUSE (interactive Multy-Sensory Environment) de la Universidad de Sunderland (Reino Unido), Ellis centra su trabajo en las personas mayores e incluye imágenes en la retroalimentación que reciben los usuarios. Con ello pretende centrar la atención a través de la inmersión y fomentar la creatividad a través de un acoplamiento intuitivo entre percepción y acción [12].

3.2 Soundscapes

Soundscapes [3] hace referencia a una biblioteca de captura funcional y una colección de software capaces de generar una respuesta a partir del gesto de las personas. Uno de los usos de Soundscapes es el de actuar como un “amplificador de expresión” de las personas con discapacidad, pues permite a los usuarios generar imágenes y sonidos a partir del movimiento del cuerpo.

La idea principal del proyecto radica en la creación de un “espacio virtual interactivo” en el que los usuarios, experimentan por ellos mismos, su motivación y su creatividad a través del juego y la

diversión. El uso terapéutico de Soundscapes se ha puesto de manifiesto en varios proyectos europeos como Twi-aysi (*The world is - as you see it*) [16] y CAREHERE (*Creating Aesthetically Resonant Environments for the Handicapped, Elderly and REhabilitation*) [4][15].

3.3 MEDIATE y otros proyectos

Mediate [28] es una instalación multi-sensorial cuyo objetivo principal es facilitar que los niños con autismo puedan divertirse, jugar, explorar y crear en un entorno seguro y controlado. El proyecto Mediate realizó estudios psicológicos y proporcionó a los padres un entorno donde podían ver a sus hijos jugando.

Además de los proyectos mencionados, encontramos un número de sistemas similares como Intellivision [5] y otros utilizando técnicas de visión artificial para crear instrumentos musicales accesibles, por ejemplo, Virtual Music Instrument [17][19] o Adaptive Use Musical Instruments [26].

4. Material y métodos

No cabe duda de que si conseguimos fomentar la participación en una persona con discapacidad mental severa –que normalmente permanece pasiva– esto pondrá en marcha una serie de mecanismos que favorecerán su desarrollo. Este tipo de personas suelen ser retraídas, con muy pocas capacidades para la comunicación, lo que las aísla de su entorno. Poner a su disposición un canal que permita de forma efectiva la comunicación, la expresión de sentimientos, de estados de ánimo e incluso la creatividad contribuirá, sin lugar a dudas, a la mejora de su calidad de vida.

Para hacer frente a esta tarea es necesario contar con las herramientas adecuadas para ofrecer esta interacción multimodal de forma eficiente, simple y económica. Basándonos en nuestra experiencia anterior creemos que las técnicas de visión artificial utilizando dispositivos de bajo coste (cámaras web) pueden desempeñar un papel muy importante debido a su versatilidad.

Si bien el sistema SATI, en esencia, se reduce a un conjunto de aplicaciones software, la APPC dispone de una sala especialmente equipada con sistema de audio, pantalla de gran formato y otros elementos como cámaras y micrófonos.

El software del sistema SATI consta de dos módulos principales: el módulo de extracción del gesto y el motor audio-visual. El **módulo de extracción del gesto** es una aplicación (ver Figura 1) que, utilizando una cámara web, captura y procesa en tiempo real una señal de vídeo. A partir de esta señal se extraen una serie de parámetros como:

1) Dirección y cantidad de movimiento en un área específica. Permite seleccionar una parte del cuerpo donde se genere la movilidad voluntaria (e.g. cabeza, ojo, mano, pie, etc). La alta sensibilidad del sensor hace que sea especialmente adecuado para personas con movimientos muy restringidos.

2) Posición de una marca de color (como un guante o una etiqueta adhesiva) que se coloca sobre el cuerpo del participante (normalmente en una extremidad superior). Está indicado cuando existe movilidad gruesa voluntaria.

3) Índice de actividad global. Es útil para los usuarios que pueden interactuar con el cuerpo entero.

Figura 1. Sistema de extracción del gesto.

El **motor audio-visual** consta de un conjunto de aplicaciones entre las que destacamos:

1) Un motor de efectos digitales en tiempo real (incluyendo efectos como eco, reverberación, desplazamiento tonal, etc.) que permiten al usuario jugar con su voz.
2) Un instrumento virtual basado en el movimiento del usuario que permite reproducir notas MIDI a partir del gesto.

Provisionalmente la representación visual del sonido se consigue con un programa externo llamado R4.

Trabajar con personas con parálisis cerebral es siempre una tarea difícil cuando se considera la interacción persona-ordenador, puesto que estos usuarios presentan una combinación de deficiencias moderadas y severas a nivel sensorial, motriz y cognitivo. Con el fin de adoptar las mejores estrategias de interacción debemos conocer con precisión las características individuales de cada usuario ya que se trata de un grupo muy heterogéneo. Además, esta descripción puede servir para documentar adecuadamente los casos de estudio y poder llegar a generalizar los resultados. Para ello se está trabajando en un modelo de capacidades y discapacidades mediante ontologías aunque, por el momento, empleamos descripciones no formales de las capacidades y discapacidades de los usuarios (e.g. capacidad de ver y oír, movilidad de diferentes partes del cuerpo y algunas características cognitivas como la capacidad de comunicación, memoria a largo plazo o capacidad de aprendizaje, entre otras).

El trabajo con los usuarios se organiza en forma de sesiones individuales de una duración aproximada de entre 15 y 30 minutos. En la sesión están presentes, a parte del usuario, el investigador (tomando notas y estableciendo la propuesta interactiva para el usuario) y el facilitador (persona cercana al usuario, normalmente un cuidador, profesor, terapeuta o familiar encargada de velar por el usuario y ayudar a comunicar con él e interpretar sus respuestas). La sesión empieza dando la bienvenida al usuario y sugiriéndole una actividad (esencialmente jugar con su propia voz o tocar un instrumento). Esta sugerencia y los ajustes específicos de cada actividad están en función de las habilidades del usuario y el grado de éxito obtenido en sesiones anteriores. El facilitador empieza animando al usuario a interaccionar, pero sin forzarle. De hecho se intenta intervenir lo menos posible puesto que el objetivo es llegar a conseguir una interacción autónoma. En función del comportamiento del usuario durante la sesión, el investigador puede modificar ligeramente los parámetros del sistema o cambiar de actividad. La sesión finaliza cuando expira el tiempo asignado o cuando el usuario comienza a fatigarse. Toda la sesión se graba en vídeo, incluyendo los comentarios finales entre facilitador e investigador para su análisis posterior. Durante el desarrollo de la sesión y, si se duda de hasta que punto el usuario es consciente del resultado sonoro que está generando, pueden realizarse pruebas de control como desconectar la salida sonora y observar como reacciona el usuario.

El análisis de las anotaciones y grabaciones en vídeo incluye el estudio de algunas variables como el tipo y duración de la atención, la satisfacción, inhibición, etc. Dada la naturaleza de los experimentos es necesario interpretar, de forma subjetiva el comportamiento del usuario durante la sesión. Sin embargo, para que el criterio sea lo más objetivo posible, hay veces que se solicita la concurrencia de varios profesionales para evaluar ciertos comportamientos observados y así establecer un criterio común.

5. Resultados y discusión

Después de casi dos años desde la puesta en marcha del proyecto podemos intuir que las perspectivas de futuro son alentadoras.

De entre los usuarios que participan en el proyecto hay algunos que ya conocen a dónde van cuando se les anticipa y lo reciben con entusiasmo, saben que se espera de ellos y se recrean con sus movimientos y expresiones orales. Es entonces cuándo además de los objetivos planteados para que se familiaricen con el sistema, se intentan alcanzar otros más de tipo actitudinal o pedagó-

gico utilizando el sistema como herramienta motivadora para alcanzarlos. Es el caso de K.G. de 5 años, que ha empezado en la escuela y a participar en el proyecto este curso. Desde el principio se ha observado como disfruta con sus creaciones orales y moviendo las extremidades superiores. Pero, al igual que en el resto de actividades del aula y fuera de ella, le cuesta esperar su turno. Si se le anticipa alguna actividad, se le ha de ofrecer inmediatamente, si no, se pone a llorar con desespero. Lo mismo ocurre cuando una actividad se termina antes de lo que él quisiera (por ejemplo un disco de canciones). Nos marcamos con él, conjuntamente con el aula y el resto de áreas, el trabajar la frustración y el tiempo de espera. Poco a poco ha dejado de llorar al terminar las sesiones y últimamente, incluso entrega el micrófono a la facilitadora cuando se le pide, como aceptación de la finalización de la tarea.

En bastantes casos ha habido una evolución en el interés y en la recreación de sus movimientos. Este es el caso de E.P., una niña afectada de PCI, de difícil motivación por el mundo que le rodea. La expresión facial es la única forma que tiene para comunicarse. Al principio del curso, le costaba sonreír en la sala, es más, expresaba su disgusto haciendo pucheros y a la pregunta de si se quería ir afirmaba que sí con una mueca. Las sesiones duraban poco más de 10 minutos. Poco a poco, ha ido entendiendo dónde estaba y qué tenía que hacer. Finalmente ahora, cuando entra en la sala, lo hace con una sonrisa y parece disfrutar de la actividad.

En casos de usuarios en estadios más profundos a nivel cognitivo y con movimientos estereotipados, es más difícil observar si realmente existe interés y voluntad en lo que están haciendo con la mera observación directa. A través de una pequeña aplicación informática se está empezando a observar en qué momento y durante cuánto tiempo los usuarios han cambiado el patrón repetitivo propio de su estado casi vegetativo y han reaccionado de forma distinta a la habitual ante los estímulos presentados. Es el caso de E.G. de 13 años, con PCI, sin control de tronco ni extremidades y con muy baja visión. Con continuas y pequeñas crisis. Mueve la cabeza y los ojos de manera repetitiva de derecha a izquierda. Entre los movimientos incontrolados se observaban otros más voluntarios e incluso, a veces, parecía sonreír. Como era difícil concretar cuándo ocurría y cómo, surgió la idea de diseñar la aplicación para poder registrar esos pequeños cambios. En estos momentos, seguimos estudiándolo.

Estos resultados han sido fruto de la observación directa, de las entrevistas con los facilitadores después de cada sesión, y también de la observación indirecta a través del visionado de los registros de vídeo y análisis de las fichas de registro.

6. Conclusiones y trabajo futuro

La línea de investigación presentada en este artículo constituye, en sí misma, un reto. Trabajar con personas con discapacidad severa y múltiple no es fácil: (i) es muy complicado establecer comunicación con ellos; (ii) debido a su delicado estado de salud es necesario prestar especial atención a la aparición de posibles crisis; y (iii) generalmente, los usuarios no pueden expresar sus sentimientos con claridad (e.g. rellenando un cuestionario). Además, los resultados no pueden ser siempre generalizados debido al reducido número de usuarios y su heterogeneidad.

A estas dificultades intrínsecas se añade la interrelación de disciplinas muy distintas: música, arte visual, informática, psicología, educación especial y fisioterapia. Esta interdisciplinariedad requiere un alto grado de coordinación entre expertos de campos muy dispares, los cuales suelen hablar jergas técnicas distintas.

Actualmente, estamos testeando un prototipo del sistema que genera sonidos como resultado de las imágenes capturadas por una cámara web. Hemos trabajado en ello durante más de un año y tenemos previsto añadirle salidas visuales y táctiles en un futuro próximo.

Los resultados, como se ha comentado, son muy alentadores y están ofreciendo nuevas oportunidades para las personas con parálisis cerebral.
Las principales tareas que van a ser realizadas en el futuro son:

1) Elaborar metodologías que permitan mejorar la caracterización de los participantes. De este modo, debiera ser más fácil asociar nuestras observaciones con las particularidades de cada grupo de usuarios y contribuir a la generalización de los resultados. Concretamente trataremos de modelar los perfiles de los usuarios mediante el uso de ontologías.
2) Establecer metodologías de análisis de los efectos del sistema y relacionarlos con el perfil de un usuario concreto. Además, sería interesante involucrar a otros participantes en el proceso de análisis (e.g. familiares o tutores), o desarrollar tecnologías de análisis automáticas.
3) Avanzar hacia sistemas más autónomos y usables por los profesionales. A partir de los prototipos, es necesario generar aplicaciones informáticas fáciles de usar por profesores, cuidadores y familiares, de modo que éstos puedan utilizar las herramientas de forma efectiva. Nuestra experiencia demuestra que existen algunas propuestas tecnológicas para personas con necesidades especiales que no se usan porqué no son suficientemente usables.
4) Estudiar sistemas adaptativos que sean capaces de aprender qué tipo de propuestas son más atractivas en función de la interacción observada en los usuarios.
5) Extender las capacidades del motor audiovisual con elementos como puntuaciones gráficas interactivas, visualización sonora, dibujo interactivo, etc.

7. Referencias

[1] Abery, B. and Stancliffe, R. (1996). The ecology of self-determination. In D. Sands & M. Wehmeyer (Eds.), Self Determination across the life span: Independence and choice for people with disabilities (pp. 111-145). Baltimore: Paul H. Brookes.

[2] F. Alcantud, G. Herrera, G. Labajo, I. Dolz, C. Gayá, V. Avila, A. Blanquer, J.L. Cuesta, and J. Arnáiz, “Assessing Virtual Reality as a Tool for Support Imagination,” Proceedings of Computer Helping People with Special Needs: 8th International Conference, ICCHP 2002, Linz, Austria, July 15-20, 2002.

[3] A. Brooks. “Virtual interactive space (V.I.S.) as a movement capture interface tool giving multimedia feedback for treatment and analysis”. Int Congr World Confed Phys Ther, página 289, Japan, 1999.

[4] A. Brooks. “CAREHERE: Creating aesthetically resonant environments for the handicapped, elderly and rehabilitation”. Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech.,, páginas 191–198, Oxford, England, 2004.

[5] C. Brumback, L. Borrisov, J. Galusha y A. Dilorio. “Intellivision”. Sixth International Conference Ubiquitous Computing, Nottingham, UK, 2004. University of Nottingham.

[6] K. Dautenhahn, “Design issues on interactive environments for children with autism,” Proc. 3rd Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech., Alghero, Italy, pp. 153-159, 2000.

[7] K. Dautenhahn, I. Werry, “Towards Interactive Robots in Autism Therapy: Background, Motivation and Challenges,” Pragmatics and Cognition 12(1), pp. 1–35, 2004.

[8] K. Dautenhahn, Workshop on Robotic and Virtual Interactive Systems in Autism Therapy, A two-day workshop at University of Hertfordshire, Hatfield, UK. 27-28 September 2001. http://homepages.feis.herts.ac.uk/~comqkd/AutismWorkshop.htm (last accessed April 2005).

[9] P. Ellis. “Incidental music; a case study in the development of sound therapy”. The British Journal of Music Education, 12:59–70, 1995.

[10] P. Ellis. “Improving quality of life and well-being for children and the elderly through vibroacoustic sound therapy”. Computers Helping People with Special Needs, tomo 3118 de Lecture Notes in Computer Science, páginas 416–422. Springer-Verlag, 2004.

[11] P. Ellis. “Vibroacoustic sound therapy: Case studies with children with profound and multiple learning difficulties and the elderly in long-term residential care”. Studies in Health Technology and Informatics, 103:36–42, 2004.

[12] P. Ellis. “The development of interactive multisensory environments for expression, 1992 – 2007”. Keynote, Luxembourg Society for Music Therapy, Noviembre 25 2006

[13] M. Garcia y C. Mauri. "Experiencia de interacción persona-ordenador a través de webcam con usuarios con discapacidad motriz grave y moderadamente afectados". Tecnoneet, Murcia, 2004.

[14] M. Garcia y C. Mauri. "Parálisis cerebral y nuevas tecnologías: Ayudas técnicas basadas en visión artificial". IV Jornadas Onubenses Sobre Parálisis Cerebral, 2005.

[15] i3net. CAREHERE. creating aesthetically resonant environments for the handicapped, elderly and rehabilitation. http://www.bristol.ac.uk/carehere/, Consultado por última vez: Julio 29 2008.

[16] i3net. Twi-aysi. The world is - as you see it. http://www.bristol.ac.uk/Twi-aysi/, Consultado por última vez: Julio 29 2008.

[17] R. Knox, A. Lamont, T. Chau, Y. Hamdani, H. Schwellnus, C. Eaton, C. Tam, y P. Johnson. "Movement-to-music: Designing and implementing a virtual music instrument for young people with physical disabilities", Mayo 2003.

[18] S. Kerr, "Scaffolding - Design issues in single & collaborative virtual environments for social skills learning," in Proceedings of the workshop on Virtual environments 2002 & EGVR02, ACM, Barcelona, 2002.

[19] A. Lamont, R. Knox, T. Chau, Y. Hamdani, H. Schwellnus, C. Tam, y P. Johnson. "Converting movements to music new musical exploration opportunities for children in rehabilitation". Canadian Association for Music Therapy 29 th Annual Conference, páginas 26–30, Regina, Saskatchewan, Canada, 2002.

[20] C. Mauri. "Interacción persona-ordenador mediante cámaras webcam". J. Lores y R. Navarro Prieto (eds.), Interacción 2004, páginas 366–367, Lleida, Mayo3–7 2004. Universitat de Lleida.

[21] C. Mauri, T. Granollers, J. Lores y M. García. "Computer vision interaction for people with severe movement restrictions". Human Technology: An Interdisciplinary Journal on Humans in ICT Environments, 2(1):38–54, Abril 2006.

[22] J. Nadel and A. Revel, Robotic and Virtual Interactive Systems in Therapy of autism and other psychopathological disorders. A two-day international workshop at Hospital La Salpêtrière, Paris. 27-28 September 2002.

[23] P. Newland and C. Creed, "MEDIATE: Steps Towards a Self-Organising Interface" Proc. of the Fifth International CAiiA Research Conference on Consciousness Reframed, R. Ascott, (ed), Newport, Wales: University of Wales, 2003.

[24] M. M. North, S.M. North, and J.R. Coble, "Virtual Environment Psychotherapy: A Case Study of Fear of Flying Disorder," In Presence: Teleoperators and Virtual Environments, Vol. 6, no. 1, pp. 127 - 132, February 1997.

[25] M. M. North, S.M. North, and J.R. Coble, "Virtual reality therapy: An effective treatment for psychological disorders," In K.M. Stanney (ed), Handbook of Virtual Environments: Design, Implementation, and Applications. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum, pp. 1065-1078, 2002.

[26] P. Oliveros, Leaf Miller, Zevin Polzin, y Zane Van Dusen. Adaptive use musical instruments: Software musical instrument. Disponible en (09/2008): http://bsjeon.net/thisAbility/en/pauline.html.

[27] N. Parés, A. Carreras, and M. Soler, "Non-invasive attitude detection for full-body interaction in MEDIATE, a multisensory interactive environment for children with autism," Proc. of Vision, Modeling, and Visualization 2004 (VMV'04), Stanford, California, USA, pp. 37-46, 2004.

[28] N. Parés, A. Carreras, J. Durany, J. Ferrer, P. Freixa, D. Gomez, O. Kruglanski, R. Parés, J.I. Ribas, M. Soler, and A. Sanjurjo, "MEDIATE: An interactive multisensory environment for children with severe autism and no verbal communication," Proc. of the Third International Workshop on Virtual Rehabilitation (IWVR'04), EPFL, Lausanne, Switzerland. (Awarded the Biodex Best Paper Award), pp 43-52, 2004.

[29] S. Parsons, and P. Mitchell, "The potential of Virtual Reality in social skills training for people with autistic spectrum disorders". Journal of Disability Research 46(5) pp. 430-443, 2002.

[30] D.P. Pertaub, M. Slater, and C. Barker, “An Experiment on Public Speaking Anxiety in Response to Three Different Types of Virtual Audience,” In Presence: Teleoperators and Virtual Environments, Vol. 11, no. 1, pp. 68 – 78, February 2002.

[31] D. Rand, R. Kizon, and P.L. Weiss, “Virtual reality rehabilitation for all: Vivid GX versus Sony PlayStation II EyeToy,” Proc. 5th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech., Oxford, UK, pp. 87-94, 2004.

[32] A. Rizzo, “From training to toy to treatment: Design and development of a PTSD VR Therapy application for Iraq war veterans,” Proc. of the Third International Workshop on Virtual Rehabilitation (IWVR’04), EPFL, Lausanne, Switzerland, 2004.

[33] B. Robins, K. Dautenhahn, R. te Boekhorst, and A. Billard, “Effects of repeated exposure to a humanoid robot on children with autism,” In S. Keates, J. Clarkson, P. Langdon and P. Robinson (Eds.) Designing a More Inclusive World, Springer Verlag, London, pp. 225-236, 2004.

[34] B. Robins, P. Dickerson, P. Stribling, and K. Dautenhahn, “Robot-mediated joint attention in children with autism: A case study in robot-human interaction,” Interaction Studies 5:2, pp. 161–198, 2004

[35] D. Strickland, “A Virtual Reality Application with Autistic Children,” PRESENCE: Teleoperators and Virtual Environments. MIT Press, vol 5.3. pp. 319-329, 1996.

[36] D. Strickland, “Virtual Reality for the Treatment of Autism,” Virtual Reality in Neuro-Psycho-Physiology, G. Riva, ed., Amsterdam, Netherlands: Ios Press, pp. 81-86, 1997, 1998.

[35] H. Timmermans, G. van Wolferen, P. Newland, and S. Kunath, “MEDIATE: Key Sonic Developments in an Interactive Installation for Children with Autism,” ICMC 2004, University of Miami, USA, 2004.

[35] P.L. (Tamar) Weiss, P. Bialik, and R. Kizony, “Virtual Reality Provides Leisure Time Opportunities for Young Adults with Physical and Intellectual Disabilities,” Cyberpsychology & Behavior, Vol. 6, no. 3, pp. 335-342, 2003.

[35] P.L. (Tamar) Weiss, D. Rand, N. Katz and R. Kizony, “Video Capture Virtual Reality as a Flexible and Effective Rehabilitation Tool,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2003.

Interacción con ordenador mediante dispositivos inalámbricos para usuarios con movilidad muy reducida. Colaboración Universidad de Burgos - APACE

Pedro L. Sánchez Ortega[1]; José Mª Cámara Nebreda[2]; Beatriz Núñez Angulo[3]

[1]Universidad de Burgos. Avda. de Cantabria S/N, - 09006 Burgos, España,
Tel. 947258915, Fax 947258905, psanchez@ubu.es
[2]Universidad de Burgos. Avda. de Cantabria S/N, - 09006 Burgos, España,
Tel. 947258905, Fax 947258905, checam@ubu.es
[3]APACE Burgos. Gloria Fuertes, 5, - 09003 Burgos, España,
Tel. 947462004, Fax 947462011, pedagogo@apaceburgos.com

Resumen

El presente trabajo recoge parte del trabajo de colaboración [1] entre el área de Tecnología Electrónica de la Escuela Politécnica Superior de la Universidad de Burgos [7] y la Asociación de Parálisis Cerebral y Afines de Burgos [6], (APACE). Concretamente se centra como desarrollo de un trabajo en el ámbito del acceso y la comunicación con ordenadores personales para afectados con escasa movilidad y pluridiscapacitados. El resultado obtenido ha sido un conjunto de software y hardware que permite trabajar de manera transparente con cualquier aplicación de ordenador; el control de las aplicaciones se realiza mediante el manejo del cursor en entornos gráficos con el uso de pegatinas reflectantes por parte del usuario. Se convierten leves movimientos de cualquier parte del cuerpo en movimientos del cursor en la pantalla que permite interactuar con cualquier ordenador compatible.

Palabras clave: Parálisis cerebral, accesibilidad, software y hardware.

1. Introducción y contenidos

El Objetivo del trabajo se centra en permitir un uso transparente de programas de ordenador por parte de usuarios afectados de parálisis cerebral y con discapacidades motóricas graves. Se centra en el desarrollo completo de una solución basada en aspectos concretos de movilidad muy reducida y fundamentalmente pensando en usuarios con sillas de ruedas de distintas características y que alejaban al usuario de los sistemas de visualización. Este ratón virtual es capaz de convertir leves movimientos de cualquier parte del cuerpo en movimientos del cursor en la pantalla. Esto no supone imponer esfuerzos adicionales al usuario ya que solamente se incorporan pegatinas que reflejan espectro de infrarrojo. El trabajar con entornos gráficos permite el manejo de teclados virtuales y otros comunicadores personales integrados en el ordenador.

2. Metodología

Para desarrollar el proyecto se han realizado desarrollos de integración de hardware y de software. Describiremos en un primer lugar cada una de estas partes para posteriormente explicar el resultado final y cómo ha sido posible alcanzar los objetivos propuestos en la colaboración.

2.1.- Desarrollo Software

La tendencia a desarrollos de **software** basado en **código libre** asegura una línea de continuidad por parte de las asociaciones y los usuarios; anteriormente el uso de sistemas propietario solía ser un impedimento en el caso de querer ampliar ciertas aplicaciones comerciales.

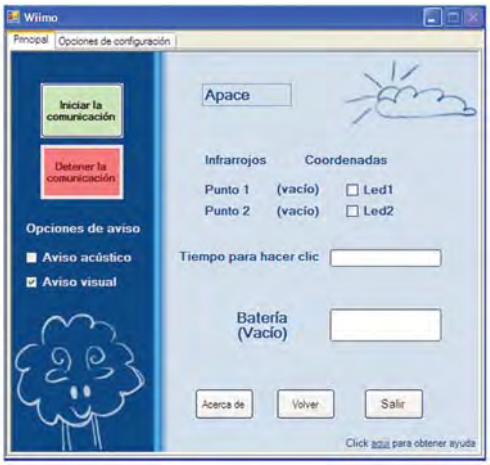


Figura 1. Pantalla inicial de la aplicación

En el diseño se han incluido hasta 9 requisitos funcionales básicos que se referencian en la tabla 1, así como los no funcionales que también se consideraron necesarios y que aparecen en la tabla 2.

Tabla 1. Principales requisitos funcionales

	Requisitos Funcionales
R1.	La aplicación debe permitir a los usuarios el uso completo del ordenador, sea cual sea su nivel de movilidad
R2.	El programa Ratón virtual debe permitir a los usuarios su completa independencia a la hora de mover el cursor del ratón sea cual sea su nivel de movilidad
R3.	Deberá existir una completa gestión de usuarios para diferenciar las diferentes opciones de cada perfil
R4.	Cada usuario deberá tener unas opciones personales para su uso
R5.	Los perfiles de usuario deben quedar guardados en el ordenador para un futuro uso
R6.	Existirá una información visual indicando al usuario si éste se ha salido del campo de movimiento del dispositivo, y señalándole cómo volver.
R7.	Existirá posibilidad de una información acústica cada vez que el usuario abandone la zona de movimiento del dispositivo
R8.	Se detectaran casos de interferencias
R9.	Una vez iniciada la aplicación del *Ratón Virtual*, se podrá también mover el cursor con movimientos del ratón convencional

Tabla 2. Principales requisitos no funcionales

Requisitos NO Funcionales
Facilidad de uso
Reutilización
Extensibilidad
Portabilidad
Verificable
Documentado
Tolerante a fallos

En la fase de pruebas en el Centro de Atención Integral “fuentecillas” de APACE con los usuarios se han desarrollado los test y pruebas correspondientes para anticipar al máximo los posibles fallos.
La aplicación es auto instalable y permite posteriormente trasladar las personalizaciones realizadas para los usuarios a otros ordenadores.

La personalización se realiza en una pantalla tras seleccionar el nombre del perfil del usuario o crear uno nuevo, según se observa en la figura 2, aunque en el momento de uso también pueden ser cambiados para obtener un mejor rendimiento a modificación del usuario final, que no tiene porqué ser el mismo que ha realizado la parametrización inicial de configuración de usuarios.

Para el desarrollo y el diseño de la aplicación “WIIMO” se ha hecho uso de tecnologías de programación orientadas a objetos. Los interfaces tratan de ser fundamentalmente útiles, sencillos e intuitivos. El sistema de gestión de usuarios se ha realizado con el uso de archivos de tipo XML.

Se ha creado una ayuda en línea que se instala a la vez que el programa y que complementa los manuales de usuarios creados para explicar cada opción y el efecto de las distintas posibles configuraciones. Trabajos previos en desarrollo de software han recibido el reconocimiento por parte de la Junta de Castilla y León [3].

Figura 2. Pantalla de personalización

2.2.- Desarrollo Hardware

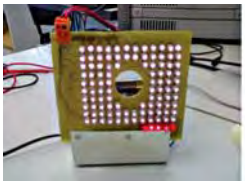
El conjunto del hardware se compone de:

- Matriz de diodos que conforma el conjunto emisor de infrarrojo.
- Reflectante adhesivo.
- Mando receptor de infrarrojo y emisor de *bluetooth*.
- Ordenador dotado de receptor de *bluetooth* o en su defecto la conexión del receptor se realizará mediante un dispositivo *bluetooth* mediante el puerto de comunicaciones tipo USB.

La matriz de diodos que forma el conjunto emisor tiene una fuente de alimentación propia que tiene que estar conectada a la corriente eléctrica. Para trabajar con las pegatinas reflectantes esta matriz de diodos se sitúa próxima a la zona de visualización; este elemento es el mismo independientemente de que se trabaje con un monitor o de una pantalla donde se proyecta un cañón de vídeo. El mando dispone de pilas para su funcionamiento y se coloca solidario a la matriz de diodos y su fuente de alimentación para facilitar su trasporte y manejo, aunque pueden separarse si se demuestra necesario en casos particulares. Para el presente proyecto no se han desarrollado un nuevo mando con componentes electrónicos especiales. Se consideró mas interesante, como resultado del estudio previo, el incluir un dispositivo comercial, aunque inicialmente no esté orientado para este tipo de aplicación. Este aspecto ha permitido centrar el desarrollo informático en el interfaz con este dispositivo para dotarle de las máximas prestaciones en el menor tiempo posible. Esto ha significado no incurrir en un excesivo gasto inicial en esta fase sin limitar mas adelante posibles desarrollos compatibles. La potencia de **hardware** de terceros, a precios de mercado altamente competitivos, permitirá en un futuro integrar fácilmente algunas de las funcionalidades no explotadas en la actualidad, sin incrementos considerables del gasto en la circuitería electrónica del emisor *bluetooth*.

Se han seleccionado los elementos hardware basándonos en dispositivos que permiten el uso de **tecnologías inalámbricas** que incluyen *infrarrojo* para la captación de movimientos y de *bluetooth* para la comunicación entre el dispositivo hardware seleccionado y el ordenador personal que puede ser tanto portátil como de sobremesa. Al trabajarse con dispositivos *bluetooth* **homologados** se evitarán interferencias en otros equipos.

El emisor de infrarrojo puede configurar la potencia de emisión mediante la selección de los circuitos de diodos activos como puede observarse en la figura 3



3.a) Todos los diodos encendidos

3.b) Matriz de diodos con 2 hileras apagadas

Figura 3. Dos configuraciones de emisión de infrarrojo

Entre las opciones de configuración software que se permiten se encuentra el control del rango de movimiento posible, la posición relativa del hardware respecto al usuario y los sistemas de representación, así como el tipo de pulsación que la aplicación tiene que interpretar como correcta. Aunque estas cuestiones se controlan mediante el software están relacionados en algunas ocasiones con la disposición física del hardware.

Para usuarios con menor afectación también es posible trabajar en una configuración denominada "*pizarra*" que no necesita de la matriz de diodos *leds*; de esta otra manera de trabajar sin los reflectantes como parte del equipo se emplea directamente una fuente de emisión de infrarrojo. Se utilizan elementos personalizables como por ejemplo el que se muestra en la figura 4, y que puede ser empuñado o acoplado. En este tipo de funcionamiento son detectadas las apariciones de puntos de infrarrojo como indicación de localización del cursor en pantalla y puede ser necesario encontrar la mejor manera en que el usuario puede activar el dispositivo. Se han hecho pruebas con distintos tipos de baterías que permiten algunas configuraciones todavía más pequeñas.

Figura 4. Dispositivo señalador para usuarios con mejor movilidad

2.2.- Desarrollo del proyecto

La manera de desarrollar la colaboración ha sido posible mediante la materialización de un Proyecto Final Carrera dentro de la titulación de Ingeniero Técnico en Informática de Gestión durante parte del curso académico 2008-2009. Esta colaboración se ha visto reforzada por el convenio de colaboración entre la Universidad de Burgos y el Instituto Tecnológico de Castilla y León [9] para la realización de soluciones de Ayudas Técnicas a la Discapacidad [1] y que ha permitido la contratación de uno de los alumnos del proyecto Final de Carrera durante la realización del mismo y que han asegurado una mayor continuidad en el desarrollo de las tareas de las que se habían podido realizar en colaboraciones anteriores entre la Universidad de Burgos y APACE. Este tipo de colaboraciones además de permitir implicar a otros socios tecnológicos que también son entidades sin ánimo de lucro, como el ITCL [9], permiten afianzar los vínculos de responsabilidad social de la Universidad, vehiculizando trabajos académicos en un acercamiento a las necesidades específicas de colectivos como los de las personas afectadas de Parálisis Cerebral; se trabaja dando solución a problemas de la realidad y siendo una especial forma de rendimiento de cuentas de los Centros de Enseñanza Superior hacia toda la sociedad.

Parte del convenio del proyecto con APACE, "Aplicación de diseño electrónico a prototipos de ayuda a la discapacidad", Proyecto Genérico de Investigación y Desarrollo Tecnológico, ha sido sufragado mediante la concesión de subvención directa [5], y estaba destinado a financiar el desarrollo de actividades para el año 2008, cofinanciada con fondos estructurales de Actividades no económicas del Centro en materia de Investigación, Desarrollo Tecnológico e Innovación.

3. Resultados y discusión

Los productos resultantes han demostrado ser totalmente **funcionales** y útiles para los primeros usuarios del centro que APACE tiene en Burgos. La afectación de los usuarios es diferente; eso ha permitido comprobar que están cubiertas distintas facetas de las posibles dificultades que los afectados pueden presentar y asegurar la mejora de su accesibilidad a los distintos programas de ordenador.

La **personalización** que puede realizarse de algunos parámetros de la aplicación informática que sirve de interface entre el usuario y las aplicaciones permite suficientes combinaciones para las expectativas actuales, aunque podrían verse incrementadas fácilmente con la inclusión de nuevas variables además de las ya presentadas.

El código libre y el uso de reconocimiento de licencias permiten futuros desarrollos que aprovechen los éxitos conseguidos hasta la presentación de este proyecto. El software ha sido probado en distintos sistemas operativos (Windows y Linux) lo que confiere una mayor independencia del tipo de usuario final y de los programas a manejar.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Las conclusiones son alentadoras para nuevas colaboraciones y posibles desarrollos, visto el éxito del resultado conseguido hasta el momento. Es posible la personalización del producto y sería factible el incluir nuevos parámetros adaptados.
Cuando se obtengan resultados de mayor número de usuarios será el momento completar nuevos objetivos de autonomía.
El diseño está orientado a que los usuarios puedan disponer de este dispositivo también en entornos domésticos, permitiendo así continuar el trabajo desarrollado en los centros y acercándolo al domicilio; se permitirá añadir nuevas interacciones multimedia con el entorno a través del ordenador.

Figura 5. Pantalla de presentación que incluye el ratón virtual y la pizarra y visualiza los logotipos

5. Referencias

[1] Pedro Sánchez Ortega. Ayudas técnicas a la discapacidad. Convenio mediante Artículo 83 entre el Instituto Tecnológico de Castilla y León y la Universidad de Burgos con APACE. 2008-2009

[2] Arbáizar Soto, A; Ibeas Boto, F. WiiMo, Ayuda Técnica para la Interacción con ordenadores de Usuarios con Movilidad Reducida. Proyecto Final de Carrera, ITIG, Escuela Politécnica Superior. Universidad de Burgos, 2009.

[3] Rivera López, M.; Suárez González., M. Software de ayuda a la lectura para discapacitados adultos. Premios Accesibilidad 2007. Premio en la Categoría de "Estudios y Proyectos Universitarios, en su edición 2007" concedido por la Gerencia de Servicios Sociales de la Junta de Castilla y León. B.O.C. y L. - Nº 111 Pág. 12508 Viernes, 8 de junio de 2007

[4] Sánchez Ortega, P.; Represa Pérez, C; Cámara Nebreda J.M. Responsabilidad Social en la Universidad Mediante los Proyectos Final de Carrera. 15º Congreso de Innovación Educativa en las enseñanzas Técnicas. 2007 Libro de actas del congreso I.S.B.N.: 978-84-690-7547-0

[5] Acuerdo dictado con fecha 28 de julio de 2008 por el Consejo Rector de la Agencia de Inversiones y Servicios.

[6] http://www.apaceburgos.com

[7] http://www.ubu.es

[8] http://www.itcl.es

PredWin: presente y futuro

Sira E. Palazuelos Cagigas, Raquel Vallejo Cardenal, Javier Macias-Guarasa, José L. Martín Sánchez
Universidad de Alcalá: Campus Universitario s/n. 28805. Alcalá de Henares, España,
Tel.: 918856581, Fax.: 918856591, sira@depeca.uah.es

Resumen

PredWin es un editor de texto para personas con diversidad funcional física que tengan problemas para utilizar el teclado o el ratón convencional. Su principal objetivo es optimizar la escritura de texto, ayudado con predicción de palabras, pero también tiene un módulo de comunicación y uno matemático.
Se utiliza en España desde hace más de 15 años, siendo distribuido gratuitamente a través del CEAPAT. En este artículo se presentan algunas de las mejoras que se han introducido o que se están preparando para la nueva versión de PredWin: adaptación a los nuevos sistemas operativos, aspecto, mejoras en la configurabilidad, potencia de procesamiento de texto o la predicción de palabras y expansiones, entre otras.

Palabras clave
PredWin, editor predictivo, predicción de palabras, configurabilidad.

1. Introducción

Las personas con diversidad funcional pueden encontrarse con dificultades en todos los ámbitos de la vida: movilidad, comunicación, etc. que, dependiendo del tipo y grado, pueden influir muy negativamente en su calidad de vida. Los productos de apoyo ayudan a superar parte de estos problemas, reduciéndolos en parte o en su totalidad.
PredWin es una aplicación orientada fundamentalmente a ayudar a escribir y/o comunicarse a las personas con dificultades para utilizar el teclado o ratón convencional. En (Palazuelos et al, 2001) puede encontrarse una descripción detallada del funcionamiento de la versión actual, que puede descargarse de forma gratuita de la página web del CEAPAT (http://www.ceapat.org/serviciosYProductosProgramas.do?idMaterial=1).
En este artículo realizaremos una comparación de las características de la versión actual, y los aspectos que están siendo mejorados, por necesidades de actualización a los nuevos sistemas operativos y nivel de las aplicaciones actuales, aumento de prestaciones, o por sugerencia directa de los usuarios del sistema.

2. Comparación: presente y futuro de PredWin

En los siguientes apartados mostraremos algunas de las mejoras que se han realizado en PredWin organizadas en los siguientes bloques: mejoras generales y de aspecto, predicción de palabras y expansiones, modos de acceso y potencia de procesamiento de texto.

2.1. Mejoras generales y de aspecto

Una parte importante del esfuerzo de actualización está orientada a incrementar su compatibilidad con los sistemas operativos actuales (Windows XP fundamentalmente) y a aumentar su potencia general, por ejemplo, eliminando limitaciones en cuanto al tamaño del texto que podían procesar las versiones anteriores.
También se ha modernizado el aspecto de la aplicación, introduciendo la posibilidad de visualizar iconos asociados, por ejemplo, a las opciones de los menús. Estos iconos facilitan el uso del programa, eliminando la necesidad de leer cada opción, y aumentando así la velocidad de uso.
En las siguientes figuras puede observarse parte de las diferencias de aspecto: la figura 1 es la interfaz de usuario de la versión actualmente disponible.

Figura 1. Interfaz de usuario de la versión actual de PredWin

La figura 2 es la interfaz de la versión en la que se está trabajando, y en la que se pueden observar los iconos y también nuevas opciones del menú principal, por ejemplo.

Figura 2. Interfaz de usuario de la nueva versión de PredWin

Con respecto al aspecto de la aplicación, la nueva versión tiene más posibilidades de personalizarla, añadiendo un mayor número de tipos de letra y de colores, con nuevos menús como los mostrados en las figuras 3 y 4.

Figura 3. Nueva ventana de selección de color

Figura 4. Ventana de personalización de color

2.2 Predicción de palabras y de expansiones

La **predicción de palabras** consiste en ofrecer al usuario posibles terminaciones o continuaciones al fragmento de texto que haya escrito, de forma que, si se predice la palabra que busca, el usuario pueda seleccionar la predicción y no necesite acabar de escribir la palabra (Carlberger et al 1997), (Garay-Vitoria, 1997), (Lesher et al,1999) (Magnuson et al, 2002). Es una de las técnicas más utilizadas para ayudar a escribir texto y comunicarse a personas con distintas discapacidades, y está incluida en PredWin desde las versiones iniciales.

La predicción de palabras de la versión actual se ha descrito en (Palazuelos 2001). En la nueva versión se ha aumentado la potencia de la predicción en varios aspectos:

- La predicción de palabras tradicional ha sido mejorada, considerando a la hora de predecir las 5 palabras anteriores, y no solo una, como en la versión anterior.
- Posibilidad de aumentar la velocidad de la predicción disminuyendo el tamaño de los diccionarios utilizados en la predicción (con una pequeña disminución de calidad), para poder utilizarla en ordenadores de menor potencia.

En la actualidad la predicción de palabras está siendo complementada con otras técnicas como la expansión de abreviaturas (Lesher y Moulton, 2005), (Willis et al., 2002) y (Willis, Pain y Trewin, 2005): el usuario escribe el texto de forma abreviada (por ejemplo, “dxt” y el sistema le expande esa abreviatura (en este caso “deporte”). En PredWin hemos avanzado un paso más sobre la expansión de abreviaturas, incluyendo **predicción de expansiones de abreviaturas**: el usuario podrá escribir el texto abreviado (como se suele hacer al escribir SMS) y la predicción funcionará como si se estuviera escribiendo correctamente, mostrando palabras cuya abreviatura pueda comenzar con las letras escritas de la palabra en curso. Siguiendo el caso anterior, la palabra “deporte” se le ofrecería al usuario desde el momento en que hubiera escrito “dx”, no siendo necesario completar una abreviatura completa.

El problema de los sistemas tradicionales de

expansión de abreviaturas es que exigen un alta carga cognitiva al usuario, ya que suele ser necesario memorizar la abreviatura que corresponde a cada palabra. Para reducir esta carga cognitiva, en PredWin se ha incluido un algoritmo flexible de expansión de abreviaturas (y, por tanto, de predicción de expansiones), que permite que se elimine cualquier letra de la palabra aleatoriamente, siendo la única condición que las letras que se mantengan en la abreviatura aparezcan en el mismo orden que en la palabra original.
Además, se permite utilizar ciertas técnicas de abreviación que son frecuentemente utilizadas en la escritura de SMS, y que son más complejas que la mera eliminación de letras, como pueden ser:

- Aplicación de los heurísticos más frecuentes, por ejemplo, fonéticos o de sustitución (x=por, k=ca, 2=dos, etc.).
- Expansión fija por medio de tablas de pares abreviatura-expansión, en que la abreviatura puede coincidir o no en letras con la palabra o frase descomprimida. Estas tablas las podrá rellenar el usuario con sus abreviaturas personales y deberá sabérselas de memoria.

Se está estudiando la inclusión de aprendizaje automático de abreviaturas, aunque el hecho de que el sistema sea flexible hace que el aprendizaje se reduzca a los heurísticos soportados y las tablas fijas.
El algoritmo de expansión se explica en detalle en (Hierrezuelo et al., 2006).
Además, hay que considerar que los usuarios no siempre van a utilizar abreviaturas, posiblemente sólo utilicen las que le resulten particularmente cómodas o las que les proporcionen mayor ahorro de pulsaciones. En estas circunstancias no se puede dejar de considerar que puede estar escribiendo la palabra con todas las letras, y la predicción de palabras tradicional podría seguir ayudándole en la escritura.
Por esta razón, dada la dificultad de saber si en un momento determinado está escribiendo una palabra o una abreviatura se han combinado los dos métodos. Con el fin de no alargar la lista de palabras proporcionadas al usuario, lo que aumentaría la carga cognitiva y la lentitud en el uso del sistema, se ha mantenido en 5 el número de palabras total de la lista que se muestra al usuario, que ahora provienen de los dos métodos de predicción. Después de probar varias posibles formas de combinar los dos métodos, los mejores resultados en la evaluación automática se obtienen dando prioridad a la predicción de palabras sobre la de abreviaturas, es decir, el algoritmo de predicción de palabras será el primero en realizar la propuesta de palabras predichas, y si una vez rellena esta lista de posibles palabras, esta no está completa, se completa con palabras procedentes del algoritmo de expansión de abreviaturas.
Además, se debe considerar que los resultados particulares para cada usuario dependerán de su uso frecuente o no de las abreviaturas en la escritura, y de su estilo al abreviar.
A continuación, en la Tabla 1, se presentan los resultados obtenidos en la evaluación automática tanto del sistema de predicción de palabras como de predicción de expansiones de abreviaturas. Es necesario considerar que la evaluación automática de la predicción y de la expansión es muy compleja. (Se puede ampliar información en (Palazuelos, 1999)).
El texto utilizado para las pruebas era un compendio de cuentos variados, de 2000 palabras, y para escribirlo sin ayuda de predicción ni expansión son necesarias 11969 pulsaciones.

Tabla 1. Resultados obtenidos por los distintos métodos de predicción de palabras y predicción de expansiones de abreviaturas

Método de predicción	**Número de pulsac.**	**% Ahorro con respecto a escritura sin predicción**
Predicción de palabras utilizando tripos, n-gramas y diccionario personal	7243	39,48%
Predicción de expansiones utilizando los mismos algoritmos	6461	46,01%
Predicción de palabras y de expansiones con prioridad a la predicción de palabras	5606	53,16%

Como puede verse en la tabla, la combinación de los dos algoritmos de predicción permite que el usuario introduzca texto abreviado o texto normal, y produce los mejores resultados cuando se da prioridad a la predicción de palabras con un ahorro de pulsaciones en el orden de un 53,16% libre de error, lo cual supera en más de un 7% al mejor de los algoritmos de predicción de expansiones y en casi un 14% al mejor algoritmo de predicción de palabras.
En (Palazuelos et al, 2007) pueden encontrarse más datos y resultados sobre esta evaluación automática.

2.3. Modos de acceso

Aunque la versión actual PredWin es muy flexible y tiene amplias posibilidades de configuración de entrada, (para poder adaptarse a las necesidades de acceso más variadas de los usuarios), se han añadido dos nuevas opciones:

- Un nuevo modo de entrada a la aplicación: "ratón como pulsador" pensada especialmente para las personas que usan PredWin en Windows XP utilizando el botón izquierdo del ratón como pulsador. Eligiendo esta opción, el puntero del ratón desaparecerá cuando se arranque PredWin (se recuperará al cambiar a otras aplicaciones) y el ratón se comportará como un pulsador, sin necesidad de modificar la posición del puntero para que se sitúe sobre ninguna de las matrices, y sin dificultar la visibilidad de las opciones.
- Un nuevo modo de selección: "autoclick". Es un modo de acceso directo a las opciones que elimina la necesidad de pulsar el botón del ratón. Cuando el puntero del ratón supere un tiempo (configurable) sobre una determinada opción, ésta será automáticamente seleccionada (como si se hubiera hecho un clic del ratón). Esta selección puede ir acompañada o no por un sonido.

2.4. Potencia de procesamiento de texto

La versión actual de PredWin tiene una capacidad muy limitada para cambiar el formato del texto o para procesarlo mientras se está editando. En la versión nueva se están introduciendo las siguientes posibilidades:

- Nuevas opciones del menú de *Edición* (Deshacer, Buscar y Reemplazar, etc.), como puede verse en la figura 5.

Figura 5. Nuevo menú de Edición

La inclusión de la opción *Formato* en el menú principal. El menú que se despliega al seleccionarse esta opción puede verse en la Figura 6 e incluye las opciones típicas de justificación del texto (derecha, izquierda, centrado, justificado), formato (negrita, cursiva), cambio de mayúsculas o minúsculas y de tipo de letra (que ahora permite elegir entre cualquier tipo de letra disponible en el ordenador).

Figura 6. Menú de Formato en la nueva versión

3. Conclusiones y trabajos futuros

En este artículo se han mostrado las principales actualizaciones que se han introducido o se están incluyendo en la nueva versión de PredWin, relacionadas con el aspecto, predicción de palabras o potencia de procesamiento de texto.

Además, pretendemos incluir también en la nueva versión

- Mayores posibilidades de uso del sonido: que pueda leer las letras, palabras, opciones de menú, etc, para mejorar la experiencia de las personas con problemas de visión, por ejemplo.
- Facilitar el acceso a múltiples usuarios: La versión actual ya soporta múltiples usuarios con opciones diferentes, pero su configuración inicial es compleja para personas no expertas en informática.
- Facilitar otras configuraciones, como por ejemplo el cambio de orden de las letras del menú, etc.

4. Referencias

Carlberger A., Carlberger J., Magnuson T. Hunnicutt S., Palazuelos-Cagigas S., Aguilera Navarro S.. Profet, a new generation of word prediction: An evaluation study. Proceedings,ACL Workshop on Natural language processing for communication aids, 23–28, Madrid. 1997

Garay-Vitoria N. and Gonzalez-Abascal. J. 1997. Intelligent word prediction to enhance text input rate (a syntactic analysis-based word prediction aid for people with severe motor and speech disability). In Proceedings of the Annual International Conference on Intelligent User Interfaces, 241–244.

Hierrezuelo Sabatela, L, Palazuelos Cagigas S., Mazo Quintas M., Martín Sánchez. J. "Combinación de algoritmos de predicción de palabras y de expansiones en español para sistemas de ayuda a la escritura para personas con discapacidad". Actas del IV Congreso Iberoamericano. Iberdiscap 2006. Tecnologías de apoyo a la discapacidad. 84-96023-45-1.: CO29-CO34. Vitoria, Brasil. 20, 21 y 22 de febrero de 2006.

Lesher, G.W., Moulton, B.J., Higginbotham, D.J. Effects of ngram order and training text size on word prediction. Proceedings of the RESNA'99 Annual Conference, 52-54, Arlington, VA: RESNA Press. 1999

Lesher G., Moulton B., 2005. "An introduction to the theoretical limits of abbreviation expansion performance". 28 Annual RESNA Conference Proceedings. http://www. dynavoxtech.com/files/research/LeMo05.pdf

Magnuson T., Hunnicutt S., 2002. "Measuring the effectiveness of Word prediction: The advantage of long-term use". Speech, Music and Hearing, KTH, Estocolmo, Suecia. TMH-QPSR. Volumen 43: 57-67.

Palazuelos S. E., Aguilera S., Rodrigo J. L., Godino. J., Martín J. Considerations on the Automatic Evaluation of word prediction systems. Augmentative and Alternative Communication: New Directions in Research and Practice. Pags: 92-104. Whurr Publishers. Londres. 1999.

Palazuelos Cagigas S. "Aportación a la predicción de palabras en castellano y su integración en sistemas de ayuda a personas con discapacidad física". Tesis Doctoral. 2001.

Palazuelos Cagigas S. E., Martín Sánchez J. L., Arenas García J., Godino Llorente J. I., Aguilera Navarro S.. "Communication strategies using PredWin for people with disabilities". Conference and Workshop on Assistive Technology for Vision and Hearing Impaired. Castelvecchio Pascoli, Italia. Agosto. 2001

Palazuelos S., Martín J L, Macías J. "Evaluación automática de un sistema híbrido de predicción de palabras y expansiones". Revista Procesamiento del Lenguaje Natural nº 39. 147-154. ISSN 1135-5948. Septiembre 2007

Willis T., Pain H., Trewin S., Clark S. 2002. "Informing Flexible Abbreviation Expansion for users with motor disabilities". Lecture Notes In Computer Science; Vol. 2398 Proceedings of the 8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs. Páginas: 251 – 258. ISBN: 3-540-43904-8.

Willis T., Pain H., Trewin S. 2005. "A Probabilistic Flexible Abbreviation Expansion System for Users With Motor Disabilities". School of Informatics, University of Edinburgh.

Desarrollo de un interfaz inercial orientado a terapias alternativas en la parálisis cerebral

R. Raya[1], R. Ceres[1], E. Rocon[1], T. González[2], A. Ruiz[2]
[1]Instituto de Automática Industrial - Consejo Superior de Investigaciones Científicas
[2] ASPACE Cantabria
rraya@iai.csic.es

Resumen

En este trabajo se propone un interfaz inercial para el computador destinado especialmente a personas con parálisis cerebral (PC). El usuario puede controlar el computador con el movimiento de la cabeza o del miembro del cuerpo donde tenga más control voluntario sobre el movimiento. Nuevas tendencias en las terapias de niños con PC apuntan a la potenciación de actividades funcionales que motiven la actuación del niño. Este dispositivo inercial, unido a un conjunto de aplicaciones lúdicas, educativas y terapéuticas, promueve las técnicas de retroalimentación (feedback y biofeedback) para la habilitación y rehabilitación cognitivo-motora de dichos usuarios.

Palabras clave
Parálisis cerebral, interfaz, inercial, rehabilitación, computador, feedback.

1. Introducción

Parálisis Cerebral (PC) hace referencia a diversos cuadros sintomáticos, principalmente constituidos por alteraciones del tono muscular, la postura y el movimiento, subsiguientes a una lesión cerebral acontecida en edad temprana, [1].

En función de la localización y amplitud de la lesión, así como del nivel de maduración encefálico en el momento de producirse, los cuadros de PC van a presentar manifestaciones en el ámbito postural-motriz, en el cognitivo y en el de las alteraciones clínicas asociadas.

Consideramos la hipótesis de que las alteraciones del tono muscular y la postura limitan las posibilidades funcionales del niño y, en consecuencia, su capacidad experiencial y de relación, circunstancias que van a condicionar la estructuración funcional de su cerebro y, consecuentemente, su desarrollo.

Al objeto de minimizar las consecuencias de la lesión, las estrategias terapéuticas se encaminan, por un lado, a proporcionar al niño recursos terapéuticos para la normalización de sus patrones de postura y movimiento; y por otro, a generar los apoyos necesarios para compensar sus limitaciones funcionales, de modo que se incremente al máximo su capacidad experiencial y su participación social. Ambas estrategias deben combinarse y coordinarse, y sus acciones concretas encuentran cada vez más apoyos en los desarrollos tecnológicos (ayudas técnicas), [1].

La “colaboración PC-Pc” (Parálisis Cerebral-Personal computer) constituye un eficaz apoyo en actividades educativas y de interacción social, y con menor relevancia aún en las rehabilitadoras. La insuficiencia de los interfaces convencionales limita aún la potencialidad de la “colaboración PC-Pc” .

El interfaz inercial, por sus posibilidades de análisis del movimiento y por poder operar de una forma más precisa sobre movimientos controlados, por pequeños que estos sean, incrementa las posibilidades de interacción de la persona con el Pc, frente a los interfaces convencionales.

En el ámbito de la rehabilitación funcional, el interfaz inercial, unido al diseño de aplicaciones de software específicas, va a permitir un mejor análisis de los patrones de postura y movimiento normales y alterados, y una mejor evaluación y seguimiento del paciente, con aplicación en las

técnicas de rehabilitación de la actividad refleja muscular y tono muscular; en las técnicas para el mantenimiento de los recorridos articulares; y en las técnicas para el control postural y la prevención y corrección ortopédica.

El interfaz inercial también, con las aplicaciones de software correspondientes, permitirá diseñar técnicas de 'feedback' para mejorar la información propioceptiva de las personas con PC en relación con su postura y sus movimientos [1-10].

2. El interfaz inercial

2.1 Interfaces alternativos

Las deficiencias en el control motor de los usuarios con PC, hace necesario la búsqueda de interfaces alternativos a los convencionales, como ratón o teclado. Estos dispositivos tratan de potenciar las capacidades residuales de los usuarios.

Numerosas líneas de investigación tratan de crear nuevos interfaces cerebro-computador (Brain Computer Interface, BCI) [11]. Son dispositivos que detectan y clasifican patrones específicos de nervios periféricos y músculos en comunicación y control de señales. Estos patrones pueden ser el resultado de procesos como electroencefalografía (EEG) [12], electromiografía [13] y electrooculografía (EOG), que miden la actividad eléctrica del cerebro, de los músculos y del conjunto retina-cornea respectivamente. Otros interfaces están basados en técnicas de visión artificial para el seguimiento de alguna parte del cuerpo, tal como el ojo, la cara o el dedo [14] del usuario. Otros dispositivos son controlados por expulsión de aire, reconocimiento de voz o, incluso por movimientos de la lengua o mentón [15]. Finalmente, otros dispositivos emplean sensores inerciales muchos casos combinados con otras tecnologías como la visión artificial [16]. Las técnicas de visión artificial emplean principalmente la tecnología infrarroja, aunque nuevas líneas apuntan al uso de cámaras convencionales (cámaras web por ejemplo) para reducir los costes.
Este trabajo propone una herramienta de comunicación, monitorización y evaluación para usuarios con parálisis cerebral. Para ello se ha diseñado un dispositivo que mide y analiza los movimientos de los usuarios a través de la tecnología inercial. A partir de la obtención de una serie de patrones de movimiento, se puede construir un conjunto de comandos para la creación de un dispositivo de entrada al computador, tal y como funciona el ratón convencional. Además, estos patrones puede ser registrados y clasificados para la evaluación objetiva del movimiento patológico del usuario pudiendo, de esta forma, medir el progreso rehabilitador del mismo.

2.2. El interfaz inercial

La unidad inercial desarrollada en colaboración de los autores con la empresa Technaid S.L., integra tres sensores tridimensionales (3D), acelerómetro, giróscopo y magnetómetro. El acelerómetro mide aceleración debida al movimiento y aceleración gravitacional (basado en el principio de Hookes). El giróscopo mide velocidad angular (basado en el principio de Coriolis). El magnetómetro mide campo magnético terrestre y los campos electromagnéticos a su alrededor.

La fusión de la información ofrecida por cada uno de estos sensores es necesaria, ya que cada uno de ellos presenta ciertas limitaciones. La señal del giróscopo se suele emplear para obtener los ángulos de Euler (ángulos que gira cada eje del sistema inercial) mediante la integración. Sin embargo, la señal del giróscopo presenta una componente de base (offset) que varía con la temperatura. Este offset debe ser sustraído de la señal antes de la integración para evitar una deriva sistemática. Los magnetómetros, por su parte, se ven afectados por cualquier perturbación magnética presente en su entorno, que dificulta la medida del campo magnético terrestre. Finalmente, es deseable separar la medida de aceleración debida al movimiento de la aceleración gravitacional en la señal del acelerómetro. En la figura 1 se muestran las 6 señales que ofrece la unidad inercial.
El tratamiento adecuado de esta información proporciona la orientación, velocidad angular, aceleración, posición angular y todos los datos que

puedan derivarse de ellos mediante el procesamiento matemático.

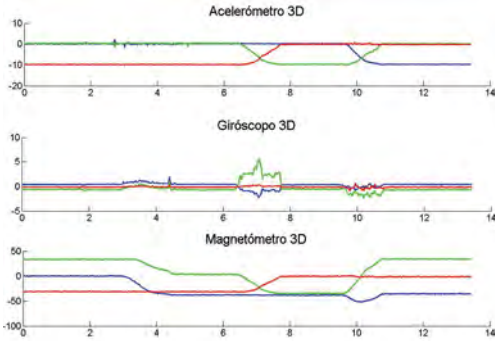


Figura 1. Señales del sensor inercial. Acelerómetro y giróscopo y magnetómetro 3D

Existen numerosos algoritmos que fusionan la información para obtener esta información. El más empleado se basa en un filtro de Kalman [17]. En el algoritmo desarrollado para esta aplicación se calcula la orientación empleando los magnetómetros para obtener la orientación en acimut y los acelerómetros para la elevación. Se ha diseñado un filtro de respuesta finita al impulso (FIR) de cuarto orden para separar la aceleración gravitacional de la aceleración debida al movimiento en la señal de los acelerómetros. Se ha tenido en cuenta la caracterización de un movimiento humano en tareas cotidianas que determina el rango de los movimientos en frecuencias comprendidas entre 0 y 1Hz [18].

La unidad inercial necesita una calibración que está basada en un proceso presentado por Ferraris [19] del cual se obtienen la ganancia y el offset de acelerómetro, giróscopo y magnetómetro, más la orientación de los tres ejes sensores respecto a la caja que envuelve cada uno de ellos. De esta forma la medida ofrecida por los sensores está referida al miembro del cuerpo donde esté situada la unidad inercial.

Las técnicas de miniaturización actuales han hecho posible desarrollar estos sensores inerciales de alta precisión y relativo bajo coste, similar a algunos circuitos integrados del mercado y resultan muy útiles para aplicaciones portátiles y vestibles. La unidad inercial empleada tiene unas dimensiones de 35x25x12mm y su peso es de 20 gramos, lo que resulta un peso muy inferior a otros sensores empleados en el mismo campo [20].

2.3. Aplicaciones de la unidad inercial

La medida de orientación y de parámetros cinemáticos, como aceleración o velocidad angular son de gran utilidad para el análisis de los movimientos de usuarios con PC.

La unidad inercial puede ser empleada como interfaz de entrada al computador. Una vez que la orientación es calculada, puede ser traducida a movimientos del cursor en la pantalla del computador. Sólo es necesario medir el rango angular horizontal y vertical para obtener su correspondencia en el desplazamiento del cursor en la pantalla. Por tanto, es necesario un proceso de calibración donde sólo tres posiciones son necesarias (A,B,C en figura 2). Esto resulta especialmente interesante en usuarios con PC, para los que el proceso de calibración resulta tedioso y difícil.

El mayor potencial de la unidad inercial se encuentra en que mide en movimiento de cualquier miembro del cuerpo sin necesidad de alterar la arquitectura hardware y software del elemento sensor. De esta forma el sensor puede emplearse para usuarios que tengan limitaciones en el control motor de los brazos o de las piernas,

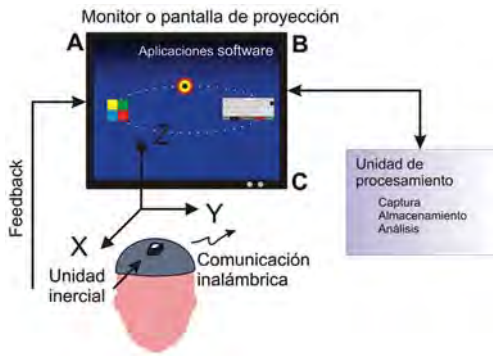


Figura 2. Interfaz inercial, unidad de procesamiento y aplicaciones software

en la cabeza o en la mano. La información inercial unida al diseño de aplicaciones software específicas que primen el concepto de causa-efecto tienen un gran potencial en tareas de rehabilitación.

Finalmente, la captura, almacenamiento y análisis de la información inercial permite la evaluación del paciente y su evolución en la terapia de rehabilitación. Permite clasificar patrones característicos de la alteración y separar los movimientos voluntarios e involuntarios.

3. Terapias de habilitación y rehabilitación física y cognitiva

3.1. La realimentación visual-motora

En la actualidad existe un desarrollo creciente de aplicaciones software para la habilitación y rehabilitación física y cognitiva de niños con parálisis cerebral. Estas aplicaciones sirven de terapia y ayuda a la comunicación de personas con una discapacidad motora, visual y auditiva. En estas aplicaciones siempre se fomenta la realimentación visual y auditiva.

Estas aplicaciones terapéuticas se basan en las técnicas de aprendizaje por condicionamiento operante, de modo que el éxito (refuerzo positivo) en la realización de la tarea va a incrementar las probabilidades de que la misma se realice de igual forma en ensayos sucesivos. Tras la repetición de ciertos patrones, el usuario obtiene más control sobre su acción voluntaria o involuntaria.

En algunos casos se han mostrado al usuario sus señales electromiográficas (EMG) al realizar la tarea terapéutica. En esta terapia el usuario debe hacer crecer la señal EMG, lo que ocurre cuando se activan las señales nerviosas de ciertos músculos. De esta manera, el usuario intenta reproducir una serie de señales, lo que mejora, tras un proceso de aprendizaje, su respuesta muscular.

Una de las aplicaciones creadas has sido el seguimiento de una diana con el cursor de ratón. En esta aplicación, el niño debe situar el cursor del ratón sobre el centro de la diana. Cuando lo alcanza, la diana cambia aleatoriamente de posición. Tras un entrenamiento, el niño puede aprender a controlar sus movimientos con el fin de alcanzar el centro de la diana. En la figura 3 se muestra un ejemplo de dicha aplicación.

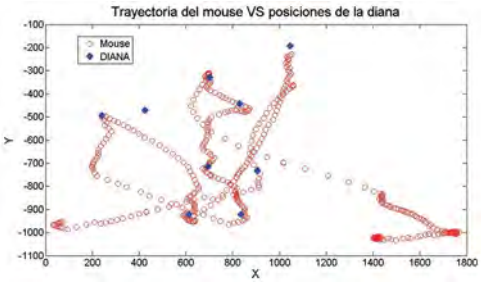


Figura 3. Seguimiento de la diana movimiento el cursor del ratón con el interfaz inercial

3.2. Evaluación objetiva del aprendizaje

Los equipos multiprofesionales de trabajo evalúan la evolución de los niños con PC a través de pruebas estandarizadas que en su mayor parte están condicionadas por las alteraciones que presenta el usuario en la ejecución voluntaria de sus movimientos, circunstancia esta que devalúa los resultados. Esto hace necesaria una reinterpretación de los datos obtenidos con las pruebas estandarizadas, que básicamente consiste en un análisis de los resultados en función de los patrones alterados de movimiento, pero sin que se disponga aún de un sistema objetivo para su valoración

Con las aplicaciones que integren el interfaz inercial, todos estos movimientos pueden ser capturados, almacenados y analizados con la unidad inercial. Puede obtenerse una serie de indicadores que reflejen el progreso en el proceso de aprendizaje. Estos pueden ser por ejemplo, el rango angular, suavidad en el trazado de determinados movimientos, evaluación de la precisión en el posicionamiento, etc. De esta forma, los profesionales pueden conocer el impacto de la terapia y dirigirla en un sentido u otro según las necesidades de cada usuario.

4. Resultados y conclusiones

Antes de la creación del interfaz inercial presentado en este trabajo se han realizaron unas pruebas preliminares en el centro de ASPACE Cantabria. El fin de dichas pruebas era conocer la población que emplearía el interfaz inercial, dada la heterogeneidad de los usuarios con parálisis cerebral. Se realizó una primera clasificación atendiendo al rendimiento intelectual y al control motor.

El rendimiento intelectual condiciona la complejidad de las aplicaciones software. Estas estimulan al usuario a realizar una planificación de sus acciones para conseguir un objetivo determinado. En este sentido, la conclusión es que la complejidad de las aplicaciones ha de ser diversa si se quiere alcanzar a toda la población.

El control motor también es muy variado desde la hipotonía, donde el tono muscular es bajo, hasta la hipertonía, donde el tono muscular es alto y está asociado a movimientos espasmódicos. El procesamiento de la información inercial varía en ambos casos debiendo emplear un filtrado adecuado y particular para cada grupo. Estos procesamientos estarán orientados en todo caso a potenciar las capacidades de cada usuario.

Otra de las conclusiones de las pruebas preliminares en ASPACE Cantabria fue la importancia de la realimentación visual motora. Se plantearon una serie de ejercicios muy sencillos, donde el usuario practicaba la terapia de causa-efecto (moviendo la cabeza movía un cubo virtual en la pantalla). En ella se observó que la capacidad de concentración y el control postural aumentaron respecto a las tareas realizadas sin realimentación visual motora. Estas pruebas, unidas a las numerosas referencias bibliográficas que aseguran el éxito de esta línea terapéutica, sugirieron la creación de aplicaciones software que potenciasen la realimentación visual motora.

En la actualidad se han creado una serie de aplicaciones y se ha elaborado un algoritmo para convertir las señales de los sensores inerciales en datos reconocibles como orientación, rango angular y aceleración y velocidad angular entre otros. La precisión y el reducido tamaño de estos sensores resultan muy útiles para aplicaciones vestibles. El interfaz inercial ha sido evaluado a nivel de laboratorio, utilizando otros sistemas de referencia (sistemas de fotogrametría) ofreciendo una resolución angular de 0.05ºRMS y una precisión angular menor a 1º.

Próximamente se realizarán nuevas pruebas en ASPACE Cantabria para la evaluación del interfaz inercial. Este dispositivo se evaluará tanto como dispositivo de entrada al computador, como herramienta de monitorización de los movimientos de los pacientes. Con ello se pretende por un lado validar el interfaz como comunicador y por otro, valorar su capacidad en la caracterización de los movimientos de los niños con parálisis cerebral para obtener patrones repetitivos.

En estas pruebas se espera que interfaz inercial potencie la capacidad de comunicación de los usuarios (se puede emplear junto con un teclado virtual para la edición de texto por ejemplo). Se pretende también identificar ciertos patrones en el movimiento que ayuden a la evaluación objetiva del aprendizaje. Con ello los educadores podrán conocer el progreso de la terapia y orientarla según las necesidades particulares de cada usuario.

En definitiva, el interfaz inercial creado pretende ser una herramienta no sólo de comunicación con el computador, sino también, una herramienta de rehabilitación y evaluación que capture, almacene y analice los movimientos de los niños con parálisis cerebral. De esta forma, la terapia podrá ser adaptada a las alteraciones particulares del usuario y, con ello, mejorar y acelerar el progreso terapéutico.

5. Referencias

1. Varios. Síndromes y apoyos. Panorámica desde la ciencia y desde las asociaciones. Colección FEAPS
2. Basil Almirall, C., Soro-Camats, E. y Rosell Bultó, C. (1998). Sistemas de signos y ayudas

técnicas para la comunicación aumentativa y la escritura. Principios teóricos y aplicaciones. Barcelona: Masson.

3. Bobath, B. y Bobath, K: Desarrollo motor en distintos tipos de parálisis cerebral. Panamericana.1993.
4. Bobath, B. (1987). Actividad postural refleja anormal causada por lesiones cerebrales. Buenos Aires: Panamericana.
5. Bobath, B. y Bobath, K. (1976). Trastornos cerebro motores en el niño. Buenos Aires: Panamericana.
6. Le Métayer, M: Reeducación cerebromotriz del niño pequeño. Masson. 1.994.
7. Le Métayer, M. (1995). Reeducación cerebromotriz del niño pequeño. Educación terapéutica. Barcelona: Masson.
8. Levitt, S: Tratamiento de la parálisis cerebral y del retraso motor. Panamericana. 2.002.
9. Puyuelo, M. y Ariba, J. A. (2000). Parálisis cerebral infantil. Aspectos comunicativos y psicopedagógicos. Orientaciones al profesorado y a la familia. Málaga: Aljibe.
10. Varios. Descubriendo la parálisis cerebral. Confederación ASPACE.
11. Pfurtscheller G., Neuper C., and Birbaumer N., “Human Brain-Computer Interface,” in Motor Cortex in Voluntary Movements: A distributed system for distributed functions, A. Riehle and E. Vaadia, Eds.: CRC Press, 2005, pp. 367-401.
12. Pfurtscheller G., Graimann B., and Neuper C., “EEG-based Brain-Computer Interface Systems and Signal Processing,” in Encyclopedia of Biomedical Engineering. 2006. vol. 2, M. Akay, Ed. New Jersey: John Wiley & Sons, pp. 1156-1166.
13. Pons J.L., Ceres R., Rocon E., Levin S., Markovitz I., Saro B., Reynaerts D., Van Moorleghem D., Bueno L., Virtual reality training and EMG control of the MANUS hand prosthesis, Robotica, 2005, 23, pp. 311-317.
14. Betke, M. Gips, J. Fleming, P. The Camera Mouse: visual tracking of body features to provide computer access for people with severe disabilities. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2002. Vol. 10 (1), pp. 1-10.
15. Mazo M., García J.C. , Rodríguez F.J., Ureña J., Lázaro J.L., Espinosa F. Integral system for assisted mobility. Information sciences. 2000. Vol. 129. pp.1-15.
16. Tao Y., Hu H., Zhou H. Integration of Vision and Inertial Sensors for 3D Arm Motion Tracking in Home-based Rehabilitation. The International Journal of Robotics Research. 2007. Vol. 26. No. 6, pp. 607-624.
17. Luinge, H.J., Veltink, P.H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. Medical & Biological Engineering & Computing, 2005, vol. 43, pp. 273-282.
18. Mann K. A., Werner F. W., Palmer A. K., Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living, Journal of Orthopedic Research. 1989. 7 (2) 304–306.
19. Ferraris, F., U. Grimaldi, and M. Parvis. Procedure for Effortless In-Field Calibration of Three-Axis Rate Gyros and Accelerometers. Sensors and Materials, 1995. 7(5): p. 311-330.
20. Rocon E., Ruiz A., Pons J.L. On the use of rate gyroscopes for tremor sensing in the human upper limb,” Proceedings of the International Conference Eurosensors XIX, 2005, p. MP30.

MOUSECLICK: acceso al ordenador a través de la voz

Oscar Saz[1], Eduardo Lleida[1], Laura Abarca[2], Sara Mejuto[2]

[1]Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones (GTC)
Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), Universidad de Zaragoza
María de Luna 1, 50018 Zaragoza, España
Tel.: 976 762705, Fax: 976 762111, {oskarsaz,lleida}@unizar.es
[2]Aspace-Huesca
Ctra. Grañén s/n 22196 Huesca, España
Tfno.: 974 227962, Fax: 974 225513, aspacehulogopedia@hotmail.com

Resumen
Las Tecnologías de la Información y Comunicaciones (TIC) promueven, entre otros aspectos, el acceso a la comunicación. Debido a que avanzan a un ritmo muy rápido y en muchas ocasiones son de difícil acceso para personas con discapacidad, se produce la llamada "brecha digital". Desde Aspace-Huesca pensamos en la posibilidad de trabajar con un software manejado por voz, que se ajustase a las necesidades de la población con que trabajamos. Para ello, se contactó con el Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones (GTC) de la Universidad de Zaragoza. Fruto de esa colaboración, nació el programa de ordenador Mouseclick. Desde Aspace-Huesca expusimos nuestras necesidades y propuestas, relacionadas con las dificultades para el acceso al ordenador y el manejo de algunos programas informáticos, por los usuarios más afectados a nivel motor. Finalmente nos decidimos por el diseño de un software que permitiera el acceso y el manejo del ordenador a través de la voz.

Palabras clave: MouseClick, software, voz, acceso, manejo.

1. Introducción y contenidos

En Aspace-Huesca nos proponemos acercar las Tecnologías de la Información y la Comunicación (TICs) al mayor número posible de nuestros usuarios, pero esto no siempre es fácil ya que se produce la llamada "brecha digital" (Abascal 2008).

Las nuevas tecnologías y las TICs han ofrecido a las personas con discapacidad el acceso a una gran variedad de servicios de la vida diaria: comunicación (mail, chat,...), escribir documentos, búsqueda de información por Internet, etc. Así como buscar alternativas para poder comunicarse, acceder a los aprendizajes de la lectura y escritura y controlar el entorno.
Sin duda, todo ello les proporciona parte de esa calidad de vida a la que todos aspiramos y deseamos (Gonzales 2008).
En las personas adultas y niños con diversidad funcional con las que nosotros trabajamos hemos de decir que uno de nuestros objetivos es minimizar esa brecha y empoderar al usuario, es decir, darle poder para elegir la actividad que quiere realizar, teniendo en cuenta sus intereses, motivaciones y partiendo siempre de sus capacidades.

Las personas con parálisis cerebral o trastornos afines presentan dificultades en el aprendizaje, perceptivas, cognitivas y trastornos importantes a nivel motor, lo que provoca un difícil acceso al mundo que les rodea y requieren de la ayuda de productos de apoyo (ayudas técnicas) para poder llevar a cabo aquello que desean y poder ejercer el máximo control posible sobre el entorno (navegar por Internet, encender la televisión...), la adquisición de nuevos aprendizajes (lectura, escritura...) y la capacidad de comunicarse (comunicadores, tableros dinámicos de comunicación...).
Aprovechando el auge de las nuevas tecnologías y todo lo que éstas proporcionan y, viendo que el

ordenador era la mejor herramienta para que nuestros usuarios pudieran realizar todo lo que desean, se nos planteó la necesidad de buscar un recurso para poder acceder al ordenador y que se ajustara a las características de los usuarios. Así pues, miramos dentro de los productos que hay actualmente en el mercado pero ninguno se ajustaba a las necesidades que planteábamos.

Buscábamos un software que permitiera controlar otros programas mediante la voz. Los programas que existen en el mercado se activan a través del ratón o a través de un pulsador. Esto limita, en buena medida, la accesibilidad a este tipo de actividades a las personas con sus capacidades motoras muy comprometidas. El poder controlar el acceso al ordenador a través de las propias emisiones de la voz eliminaría, para algunas personas, esta barrera de acceso.

Es por esto que se nos planteó la posibilidad de contactar con la Universidad de Zaragoza y, más concretamente, con el Grupo Tecnologías de las Comunicaciones (GTC) del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) para llevar a cabo un software para facilitar el uso de las nuevas tecnologías a través de la voz a personas con distintas características, especialmente a aquellas con graves dificultades motoras y de comunicación.

2. Metodología

El proyecto ha sido llevado a cabo a través del convenio de colaboración existente entre CADIS Huesca, Universidad de Zaragoza, Diputación Provincial de Huesca (DPH), Caja de Ahorros de la Inmaculada (CAI) y el Instituto Aragonés de Servicios Sociales (IASS). Por parte de CADIS Huesca participó ASPACE Huesca (Servicio de Terapia Ocupacional y Servicio de Logopedia) y por parte de la Universidad el GTC. Gracias a esta colaboración surgió el programa de ordenador MouseClick.

Los objetivos que se querían conseguir con este proyecto fueron fundamentalmente dos: Facilitar el acceso a programas de barrido u otros a personas que, hasta el momento, no podían acceder a su uso debido a sus grandes limitaciones motoras; y promover un uso más funcional de los programas a través de pulsación si se hiciese por un control con la voz.

El proyecto se ha venido desarrollando desde el curso 2008-2009. Este programa debería permitir el manejo a través de la voz en programas o aplicaciones que emplean barrido como en un tablero dinámico de comunicación, ratón virtual, teclado virtual, actividades realizadas a partir de PowerPoint, etc.

Se llevaron a cabo varias sesiones de coordinación, seguimiento y evaluación, en las que se realizaron diversos ensayos con tres de los usuarios de nuestro centro, que pensamos que cumplían el perfil adecuado para el proyecto.

Las características de los usuarios con los que hemos hecho las valoraciones son: un niño de 7 años con PCI del tipo tetraparesia espástica que utiliza un ratón adaptado a un pulsador para acceder al ordenador en actividades realizadas con PowerPoint y tablero dinámico de comunicación.

Una niña de 10 años con PCI del tipo tetraparesia espástica con una grave deficiencia visual que utiliza un barrido auditivo para acceder a las actividades en el ordenador.

Y una mujer de 49 años con PC del tipo tetraparesia espástica que es usuaria de un brazo ergonómico y pulsador para la cabeza para acceder al ordenador.

De forma individual se decidieron las emisiones más adecuadas para cada uno de ellos, en función de sus posibilidades. Se realizaron pruebas con emisiones vocálicas como /a/, silábicas del tipo /pa/, /ma/, /si/ y con palabras determinadas como “arriba” y “abajo”.

En las sesiones de seguimiento también se expusieron las dificultades con que nos fuimos encontrando, en relación al funcionamiento y al manejo del sistema en los períodos de prueba. Una de las dificultades que encontramos fue que las emisiones demasiado largas como las palabras “arriba” y “abajo” resultaban muy complejas de emitir para los usuarios ya que presentan problemas en la emisión oral.

Por este motivo, se decidió facilitar el acceso de estos usuarios y hacer que la aplicación final recogiera cualquier tipo de señal de voz proveniente del usuario.

De esta forma, la aplicación finalmente desarro-

llada convierte cualquier emisión oral voluntarias del usuario en eventos del ordenador como clics del ratón y golpes de teclado. El sistema evalúa constantemente la entrada de audio del ordenador, calculando la energía de dicha señal de audio y la compara con el umbral de energía marcado por el usuario el personal con el que trabaja. Cuando este umbral se supera durante un determinado tiempo, que el usuario decide también, y la emisión se corresponde con la elección del usuario (sonido sonoro o sordo), se lanza el evento deseado.
"MouseClick" presenta un interfaz como el presentado en la Figura 1.

Desde la ventana de la aplicación se pueden con-

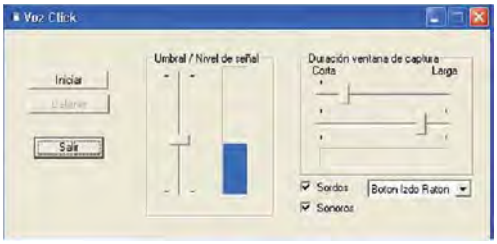


Figura 1. Interfaz de MouseClick

trolar todos los elementos que conforman el funcionamiento de la aplicación: Inicio/fin del escaneo de la voz, umbral de energía para activar los eventos y duración de la emisión para que se activen los eventos.

El umbral de energía indica hasta qué nivel tiene que subir el usuario su emisión oral para activar los eventos. El nivel de la energía de la señal de entrada es mostrado de forma constante, para permitir una correcta elección del umbral.
La distinción entre sonidos sordos y sonoros permite al usuario activar el sistema con dos tipos de emisiones diferentes: Emisiones sordas (soplidos o fricativas como /s/) o emisiones sonoras (vocales). La elección se puede hacer atendiendo a las características personales de cada usuario. La decisión de si un sonido ha sido sordo o sonoro la realiza la aplicación internamente determinando si la emisión del usuario contiene frecuencia fundamental (pitch) o no.
También se puede cambiar cuál es el evento que se lanzará con la aplicación, permitiendo actualmente la emulación del clic izquierdo de teclado y de la tecla de retorno o 'Enter', aunque en trabajos futuros se puede ampliar fácilmente los elementos a emular
La aplicación está inicialmente diseñada exclusivamente para entorno Windows y puede funcionar sin problemas con otras aplicaciones como ratones virtuales y emuladores de teclado por barrido.

3. Resultados y discusión

Tras haber realizado diversas pruebas de valoración del programa, observamos que la usuaria en la que más resultados se han obtenido hasta el momento es en la usuaria de más edad.
Elena es una mujer afectada de parálisis cerebral, de tipo tetraparesia espástica que afecta gravemente la motricidad activa de las cuatro extremidades presentando además, movimientos distónicos involuntarios en ambas extremidades superiores. Sólo presenta algunos movimientos voluntarios controlados a nivel de cuello y la boca, esto le permite realizar algunos movimientos de flexo-extensión del cuello, masticar y soplar. Dispone de un habla disártica que le permite comunicarse aunque sea con dificultad, así como utilizar el dispositivo de voz. Es una persona totalmente dependiente para todas las actividades de la vida diaria.
Hace unos años se realizó una valoración inicial para poder acceder al ordenador y se adquirió un brazo articulado (ergonómico) con un conmutador para la cabeza que utilizaba con un emulador de ratón como se puede apreciar en la Figura 2.
Para Elena su mayor motivación era poder escribir, así que a través de este producto de apoyo y un teclado virtual pudo escribir sus primeras letras.
Durante varios años ha estado utilizando este hardware y este software para escribir pequeños mensajes para tarjetas de navidad, felicitaciones de cumpleaños, etc.
Pensamos que el acceso y manejo del ordenador se podía mejorar, ya que Elena se fatigaba al tener que hacer repetidos movimientos con la cabeza y además esto le dificultaba la coordinación, es

decir, cada vez que movía la cabeza para dar al conmutador perdía la visión de la pantalla del ordenador, con los movimientos involuntarios las pulsaciones que recogía el conmutador no siempre eran válidas y el brazo articulado de vez en cuando nos daba algún pequeño "golpe inesperado" en la cabeza.

Figura 2. Elena utilizando el brazo ergonómico y el emulador de ratón.

Actualmente, está manejando el MouseClick conjuntamente con el ratón virtual desarrollado por (Bergua 2005) en colaboración con el CPEE Alborada y el único dispositivo externo que lleva Elena, es un micrófono pequeño de fácil colocación, muy ligero y que no le interfiere ni le molesta en su sedestación, de esta manera puede mantener la atención y fijar la mirada de forma más constante en la pantalla como se aprecia en la Figura 3.

Estos productos de apoyo que le facilitan el acceso al ordenador le están permitiendo navegar por Internet, manejar aplicaciones en Windows (abrir carpetas, buscar un archivo, utilizar un programa específico...) así como escribir pequeños textos gracias al teclado virtual Click´n'type de Lake Software que incorpora barrido.

En el caso de los niños, se sigue entrenando el uso y el manejo del MouseClick ya que todavía no han adquirido las habilidades necesarias para manejarlo. Además, una de las dificultades encontradas y que ha condicionado la valoración, ha sido que el niño es usuario de un ordenador portátil y al incorporar el MouseClick se producían interferencias de sonido que se acoplaban al propio programa lo cual hacía difícil su uso e imposibilidad de seleccionar la duración e intensidad de la voz.

Otra de las virtudes que tiene MouseClick es que es un programa gratuito y de libre distribución lo que sin duda va a facilitar el uso por parte de cualquier usuario que sea susceptible de utilizarlo. La distribución de MouseClick se realiza a través de una sección en la página web del proyecto Comunica (http://www.vocaliza.es/cadis.html), que sirve para la distribución de las herramientas logopédicas de Comunica (Saz et al. 2008), también dirigidas a la integración de personas con déficits de comunicación.

Figura 3. Elena utilizando "MouseClick" como emulador de pulsación con un ratón virtual.

4. Conclusiones y trabajos futuros

En cualquier caso, este software se ajusta en gran medida a nuestras necesidades y elimina parte de los periféricos que utilizábamos antes con algunos usuarios (brazo articulado, pulsador, emulador de ratón externo).

Algunos de los usuarios refieren que con el uso de la voz se fatigan menos que utilizando otro tipo de productos de apoyo.

Actualmente, los resultados están siendo muy positivos, si bien es cierto que se necesita un tiempo de entrenamiento previo y continuo para su uso.

A raíz de haber comprobado la usabilidad del

MouseClick y viendo los resultados obtenidos, nos gustaría seguir valorando su uso en otros posibles usuarios y que, a corto plazo, se pudieran beneficiar más personas y así poder acceder a las TICs. El trabajo futuro sobre la aplicación está orientado tanto a la mejora de la interfaz como de la detección robusta de las emisiones orales.

Como se ha visto, el control por voz puede resultar complicado en presencia de ruido captado por la entrada de audio. Este ruido puede ser ruido eléctrico originado por el propio ordenador u otros dispositivos electrónicos o puede ser ruido ambiental generado por personas, herramientas o máquinas presentes cerca del usuario. Técnicas de sustracción espectral serán implementadas en la aplicación para eliminar este ruido y evitar que el usuario tenga que hacer un esfuerzo en la producción oral y evitar activaciones indeseadas de los eventos del teclado o ratón.

Desde el punto de vista del interfaz, se buscará dotar de mayor flexibilidad y simplificar el uso de la aplicación. También se implementará la reducción del menú a la bandeja de Windows para evitar que esté constantemente presente en la pantalla del ordenador. Igualmente, la extensión a otras plataformas como Macintosh o Linux permitiría el acceso completo a cualquier usuario.

Una nueva redefinición de los requerimientos de la aplicación a más largo plazo podría suponer el control con emisiones más definidas como vocales como en (Harada et al., 2008) o reconocimiento automático del habla para control de entorno.

5. Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a Antonio Escartín su trabajo en este proyecto, así como la participación de CADIS Huesca a través del acuerdo de colaboración con la Universidad de Zaragoza.

Este trabajo se enmarca dentro del proyecto TIN2008-06856-C05-04 del Gobierno de España.

6. Referencias

J. Abascal. No hay razón para la e-exclusión. XI Jornadas Estatales de Terapia Ocupacional. Madrid, Mayo 2008.

G. Gonzáles. Proyecto In-TIC para la accesibilidad y usabilidad de las TIC en personas con diversidad funcional. XI Jornadas estatales de Terapia Ocupacional. Madrid. Mayo 2008.

B. Bergua. Desarrollo de un ratón virtual configurable sobre el S.O. Window. Proyecto Fin de Carrera, Departamento de Ingeniería Informática y de Sistema, Universidad de Zaragoza. 2005.

S. Harada, J. Landay, J. Malkin, X. Li, J. Bilmes. The Vocal Joystick: evaluation of voice-based cursor control techniques for assistive technology. Disability and rehabilitation: Assistive Technology. Vol. 3, no.1, pp. 22-34, 2008.

O. Saz, W.-R. Rodríguez, E. Lleida, C. Vaquero, A. Escartín. Comunica - plataforma para el desarrollo, distribución y evaluación de herramientas logopédicas asistidas por ordenador. 5as Jornadas en Tecnologías del Habla. Bilbao. Noviembre 2008.

SESIÓN 2

Estrategias y metodologías de comunicación e inclusión digital

Asesoramiento para poner la tecnología al servicio de las personas con parálisis cerebral

Ángel Aguilar Morales, Ana Sánchez García, Jessica Redondo Sedano, Pilar Yuste del Cacho
Centro de Recursos Aspace Barcelona: C/Numancia 137-139, Barcelona, España, TEL.934399038,
E-mail: cra@aspacecat.org

Resumen

Las personas con dificultades motrices no siempre pueden participar o realizar actividades que les son propias por edad o cultura. La tecnología se presenta como una oportunidad en este sentido, pero para que ésta no se convierta en un nuevo obstáculo será preciso un plan de intervención adecuado para su puesta en marcha, contando con el consenso de usuarios, familiares y profesionales para ser llevado a cabo. También es importante el apoyo de equipos especializados multidisciplinares. El artículo se ilustrará con ejemplos de casos asesorados por el centro de recursos de ASPACE Barcelona.

Palabras clave Parálisis cerebral, tecnología, servicio, equipo multidisciplinar, evaluación, CIF, comunicación aumentativa, domótica.

1. Introducción y contenidos

La asociación de parálisis cerebral ASPACE tiene como misión la atención integral a las personas con parálisis cerebral y patologías afines, así como a sus familias.

Desde la multi-disciplinariedad se da asistencia médico-rehabilitadora, educativa, laboral y social, favoreciendo la autonomía personal, facilitando la integración en la sociedad y mejorando la calidad de vida.

Por esto ofrece desde hace casi 50 años servicios en todos los ámbitos y durante todo el ciclo vital de las personas con discapacidad: servicio de diagnóstico bio-psico-social, tratamientos de rehabilitación integral, servicio de integración social y laboral, escuela de educación especial, servicio de deportes, de soporte al ocio y tempo libre, apoyo al hogar, centro de desarrollo infantil y atención precoz y centro de recursos técnicos y piso domótico (CRA).

Las personas con discapacidad conforman un colectivo en situación de riesgo de exclusión para la utilización de nuevas tecnologías, por desinformación, por la manera de presentarlas, por la inadecuación de los servicios a sus habilidades o simplemente por el hecho que físicamente no pueden acceder.

Pepe de 58 años está afectado por ELA, ya no puede mover los brazos y apenas se le entiende el habla. Hasta que no contactó con el servicio no pensaba que pudiera utilizar tecnología. Se valora que con un pulsador que acciona con la cabeza es capaz de acceder al ordenador. Nunca antes había utilizado TIC, pero su espíritu investigador e inquieto le anima a ello.

En pocas sesiones domina el teclado y ratón virtual. Ahora quiere acceder a Internet para "escuchar la radio, leer la prensa y ver videos". El ordenador también le sirve para comunicarse cuando no se le entiende la voz.

Por otra parte es precisamente en estos casos donde la tecnología representa una puerta abierta a la autonomía personal, así se justifica el esfuerzo de ASPACE por disponer de un servicio especializado en tecnología de apoyo a la discapacidad.

Des de el CRA se proporciona asesoramiento, formación, ayudas técnicas y tecnología con el fin de incrementar su participación en la sociedad. También se pretende que los profesionales y familiares conozcan nuevas herramientas para mejorar la interacción con el usuario, de manera

que la tecnología forme parte de su plan terapéutico individualizado.
Las actuaciones se enmarcan de acuerdo con la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF- http://www.who.int/classifications/icf/en/) de la Organización Mundial de la Salud, que define ítems tanto en los dominios de funciones corporales del propio individuo, como en su participación en diferentes actividades y los factores ambientales que lo rodean.

El formato es el de atención individualizada de cada caso, constituyendo cada persona un nuevo proyecto en si mismo.

Montserrat trabaja para la administración pública. Tiene una parálisis cerebral que le produce una hemiparesia derecha. Esta afectación la limita en el trabajo puesto que el cansancio y la mecanografía le impiden un mayor número de responsabilidades y de proyección personal. Se valora un buen posicionamiento con una mesa que le permita apoyar los brazos, un sistema de aceleración de la escritura basado en abreviaciones de teclado, un ratón TrackBall ergonómicamente más cómodo y un sistema de reconocimiento de voz para el acceso al ordenador. Con estos sistemas pasa de 120 pulsaciones por minuto a 200 con lo que aumenta su productividad, además de disminuir el cansancio. A los pocos meses de la intervención ha sido trasladada a un puesto de mayor responsabilidad y más acorde a sus expectativas laborales.

2. Metodología

El CRA atiende cada caso de forma individualizada, y la elección de la tecnología es a través de un proceso cooperativo de evaluación-intervención con el usuario, su familia y los profesionales que a diario trabajan con él.

El asesoramiento lo ofrece un equipo multidisciplinar experto en las ayudas técnicas en su asesoramiento y la puesta en marcha en el entorno natural formado por profesionales del mundo sanitario, educativo y tecnológico:

- Ingeniero
- Logopeda
- Maestra de educación especial
- Fisioterapeuta
- Terapeuta ocupacional

Por otra parte se cuenta con el soporte del resto de servicios de Aspace Barcelona (médicos, psicólogos, trabajadores sociales…)

Los usuarios que demandan el servicio son personas con afectación del sistema nervioso central, debido a parálisis cerebral, traumatismos craneo-encefálicos, accidentes vasculares, esclerosis múltiple, etc. Ello puede conllevar déficits a nivel de salud, motriz, sensorial y/o cognitivo. Desde ASPACE se ofrecen servicios para poder rehabilitar al máximo dichas capacidades, pero en la mayoría de los casos también se ha de incidir en el entorno -habilitación- para que dichos déficits no supongan una discapacidad.

Alex es un chico de 9 años de edad, la parálisis cerebral que le afecta le impide la manipulación fina y le dificulta en gran medida la escritura manual. Desde el servicio se evaluó la posibilidad de utilizar un ordenador en la escuela. Se formó a los profesionales para que supieran como adaptar el currículum educativo al nuevo medio y a él se le proporcionaron sesiones de entrenamiento para aumentar su autonomía a la hora de utilizarlo. Actualmente los profesores y los padres opinan que ha progresado enormemente a nivel escolar.

El servicio está ubicado en un piso idealmente adaptado con prestaciones domóticas que permite a los usuarios valorar en un entorno real qué prestaciones de la tecnología les benefician.

El proceso comienza con una evaluación de la situación, tomando como referencia la CIF que incluye tanto las funciones corporales, como el entorno de esta forma se observa que actividades tienen más restringida la participación en:

- Aprendizaje
- Desarrollo de tareas
- Comunicación aumentativa
- Movilidad asistida

- Autocuidado
- Vida doméstica
- Interacciones y relaciones interpersonales
- Acceso al curriculum educativo y/o laboral
- Vida comunitaria

A partir de la evaluación se elabora conjuntamente con la familia, el usuario y otros profesionales que lo atienden un plan de intervención que incluirá nuevas habilidades funcionales y apropiadas a la edad que le resulten gratificantes y útiles, que le permitan una participación activa en diversos contextos de manera que aumente su autogestión y control.

Ana de 60 años sufrió un AVC (Accidente vascular cerebral) como consecuencia del mismo no camina y ha perdido el lenguaje. Vive en casa con su marido. Se consensúa con la familia un plan de intervención que incluye posicionamiento y estrategias para la comunicación especialmente dirigidas a los interlocutores. También se recurre a una asistente social de ASPACE para que ayude a encontrar un centro donde poder pasar el día.

Por otra parte el caso puede requerir crear la solución técnica ajustada a las necesidades del usuario, así como un plan de formación en tecnología de apoyo específica dirigido a profesionales usuarios y familiares.

Eric de 18 años tiene dificultades en el lenguaje expresivo, así como una agnosia visual. Le interesa especialmente la lectura. Se diseña un programa a medida que le permite leer, de manera que el participa accionando el commutador para oir el siguiente párrafo.
El seguimiento de los casos es continuo, así como la redefinición de objetivos. En gran parte de ellos es necesario visitar el domicilio de los usuarios.

3. Resultados y discusión

Desde el centro de recursos se atendieron en el último año 180 personas de centros propios, (escuela de educación especial y talleres ocupacionales) y 150 personas derivadas de otros centros.

Por otra parte el equipo necesita un proceso de formación continua por lo cual se participa en foros técnicos para estar actualizados en las nuevas tecnologías de apoyo.
También las evoluciones tecnológicas de consumo pueden ser aplicadas a algunos casos.
Por otra parte se ha ofrecido formación a universidades, posgrados, institutos, intentando tener cada vez un número mayor de profesionales familiarizados con las nuevas tecnologías.
Destacar también el beneficio que ha supuesto el uso de la CIF, puesto que un lenguaje común ha facilitado el consenso con familiares y otros profesionales.
Todo ello ha contribuido a otro de los grandes objetivos del CRA, que es velar por la calidad del servicio.

4. Conclusiones y trabajos futuros

El hecho de acercar la tecnología de apoyo a los usuarios y permitir que éstos las usen en su vida cotidiana nos ha demostrado cuan útiles y necesarias pueden llegar a ser, teniendo en cuenta los resultados obtenidos.
Gracias a ello muchas personas son más eficientes en su trabajo, en la escuela o, se le ha abierto un mundo de posibilidades de participación activa en su entorno, tanto real como virtual (medios de comunicación, correo electrónico, ocio y cultura, etc.)
Como se ha dicho en apartados anteriores esto contribuye, en gran medida, a aumentar la calidad de vida de dichas personas y la relación de éstas con el entorno.

Guía de referencia en Comunicación Aumentativa y Alternativa. "Compartir una conversación"

Clara Isabel Delgado Santos
CEAPAT-IMSERSO: c/ Extremeños, 1. Madrid. España. Tel. 913634800. Fax. 917784117.
email: claradelgado@imserso.es

Resumen

Este trabajo presenta una nueva publicación realizada desde el CEAPAT-IMSERSO, titulada "Guía de referencia en Comunicación Aumentativa y Alternativa", y que ha nacido fruto de las consultas, informaciones y asesoramientos demandados por todas aquellas personas con diversidad funcional, familiares y profesionales, que diariamente se ponen en contacto con nuestra entidad. Mas que ser un documento técnico, pretende ser un documento cercano a las personas con dificultades de comunicación y aquellos con quienes conversan, que permita comprender la comunicación como algo más allá de la mera transmisión de mensajes entre emisor y receptor, sino como una forma de compartir sentimientos, opiniones, ideas, metas, sueños, planes, y en definitiva, compartir un espacio para darte a conocer y conocer a los demás.

Palabras clave
Comunicación Aumentativa, alternativa, productos de apoyo, planificación centrada en la persona, legislación.

1. Introducción y contenidos

En la década de los 80, comenzó en España una importante reflexión sobre los Sistemas Alternativos y Aumentativos de Comunicación (en adelante SAACs) fruto de la influencia de movimientos internacionales que investigaban nuevas formas de intervención con personas con dificultades en el lenguaje oral. La labor profesional de estos incipientes grupos de trabajo dio como resultado la publicación de documentos y manuales, de cuyo contenido se hizo eco el por entonces, Instituto Nacional de Servicios Sociales (hoy en día IMSERSO), que publicó el libro "Comunicación Aumentativa y alternativa. Curso sobre sistemas y ayudas técnicas de comunicación no vocal". Por aquellas fechas, también el Ministerio de Educación y Ciencia publicó libros que recogían la metodología y los pictogramas del Sistema Pictográfico de comunicación de Roxanna Mayer Johnson y los Símbolos BLISS. Con estos precedentes que evidencian el apoyo de las Administraciones Públicas a los SAACs como base para una sociedad en igualdad, considerábamos que era importante dar continuidad a las publicaciones, con la edición de una nueva Guía de referencia, que viniera a actualizar los conocimientos que la Sociedad de la Información y la Comunicación ha venido aportando en los últimos años.

Esta Guía de referencia en Comunicación Aumentativa y Alternativa, publicada por el CEAPAT-IMSERSO en Marzo de 2009 nace como resultado de las demandas y consultas que personas con discapacidad en la comunicación, sus familiares y profesionales, realizan a este centro, de manera que ofrece una información concisa, clara, fácil de leer y cercana a la realidad, a todas aquellas personas interesadas en los SAACs.

Además de exponer de forma sencilla y breve los SAACs que utilizan Productos de Apoyo para su implementación, queríamos que la Guía fuera un documento en el que la persona que usa estos sistemas fuera la protagonista, y que más allá de explicar qué es un tablero o un comunicador, se reflejara la importancia de la comunicación como una actividad participativa y recíproca entre personas que comparten una sociedad común. Esta conjunción de puntos de vista en una misma guía,

es posible gracias a la integración en sus contenidos de la conceptualización de Planificación Centrada en la Persona (en adelante PCP). En síntesis, el objetivo de la PCP es mejorar la calidad de vida de la persona que encuentra barreras para participar en el contexto en el que se desenvuelve y vive. Para ello, es la persona con diversidad funcional la que dirige su vida, la que participa de sus objetivos y metas y con quien se produce un aprendizaje a través de la acción compartida. Y ¿qué es la comunicación aumentativa y alternativa sino participar de una agradable conversación en la que se comparten opiniones?. Por todo ello, la guía se encuentra dividida en dos partes esenciales. Por un lado, se explican los SAACs que utilizan productos de apoyo para su realización, y por otro, y a través de mensajes que hemos llamado "Recuerda" se enfatiza que la comunicación es un espacio de dos y que la persona con diversidad funcional es una protagonista más de ese diálogo compartido, y no mera receptora.

Para finalizar, y dar un mayor calado social a los SAACs, incluimos un apartado sobre el marco legislativo y normativo vigente en España. La aparición de referencias a los SAACs en normas y leyes es cada vez más numerosa, y con la ratificación de la Convención Internacional de Derechos de las personas con discapacidad se ha dado el empuje definitivo para el reconocimiento del derecho a la comunicación para todas las personas.

2. Metodología

En el planteamiento inicial de la guía, consideramos que eran dos los pilares necesarios para su desarrollo y edición. Por una lado, la formación de un equipo interdisciplinar, que aportara diferentes puntos de vista sobre los SAACs, en base a su experiencia profesional y a las demandas de información y asesoramiento recogidas en su trabajo diario. Así, el equipo de autoras de la guía estuvo formado por una persona Licenciada en Psicología y Responsable del Área Técnica de Productos de Apoyo y Diseño para Todos, una persona Diplomada en Terapia Ocupacional y una persona Diplomada en Logopedia.

La comunicación aumentativa y alternativa es un campo transversal de trabajo donde son muchos los profesionales implicados, y muy variado el colectivo de personas con diversidad funcional que puede beneficiarse de estos sistemas. Por todo esto, era importante también definir, en ese planteamiento inicial, sobre qué SAACs iban a versar esta guía, sin perder de vista el concepto de persona como parte central de su argumentación. Así, dado que en la actualidad, el mercado de productos de apoyo y tecnología está viviendo un importante desarrollo, bien por la venta de productos por grandes distribuidoras y ortopedias, o bien por aquellos productos que surgen de iniciativas públicas o privadas, y que son puestos a disposición de las personas con libre acceso y sin coste alguno, optamos por exponer los SAACs que necesitaran productos de apoyo para su realización. Así también "humanizamos" la tecnología, desmitificando una frialdad en ocasiones injustamente atribuida, demostrando su valiosa aplicación a una actividad tan humana y tan cotidiana como es comunicarse.

Por otro lado, y siguiendo directrices para hacer un texto comprensible para todos, de fácil lectura, accesible en su manipulación y composición, se contactó con una empresa encargada del diseño, ilustraciones y maquetación del texto, que comprendiera el concepto de accesibilidad e introdujera todas nuestras recomendaciones para que el texto final junto con las ilustraciones fueran sencillos, entendibles y manejables con comodidad.

3. Resultados y discusión

El resultado de este trabajo ha sido la edición de una Guía de referencia en Comunicación Aumentativa y Alternativa, que, desde su publicación en marzo de 2009, ha tenido eco en las principales webs de discapacidad tanto de entidades públicas y privadas, portales y blogs sobre comunicación aumentativa y alternativa, etc.

La distribución de la guía es gratuita, puede también descargarse desde la web del CEAPAT, y

Fig. 1. Portada de la guía de referencia

desde todos aquellos portales de INTERNET que han hecho un enlace.
Esta guía, como se explico con anterioridad, está estructurada en dos partes. Por un lado, y mediante mensajes "Recuerda", se ofrecen a "los conversadores" consejos y sugerencias para compartir la conversación. Por otro lado, se explica qué es la comunicación y la comunicación aumentativa y alternativa, como se representa el lenguaje y aquellos productos de apoyo implicados en la comunicación. La guía finaliza con la explicación del marco legislativo y normativo actual y recursos de interés.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Desde el CEAPAT-IMSERSO consideramos que la comunicación es una de las actividades que más enriquece al ser humano, ya que le permite relacionarse con los demás, ser partícipe de la sociedad y dirigir su vida tal y como es su deseo
La Comunicación Alternativa y Aumentativa hace posible esta participación a las personas con diversidad funcional, pues dar voz a sus pensamientos, sentimientos y opiniones consolida el derecho a la libre expresión (Art. 20 de la Constitución Española; Art. 21 de la Convención sobre los derechos de las personas con discapacidad), haciendo realidad el empoderamiento efectivo sobre su vida y en la sociedad, en igualdad de condiciones y con las mismas oportunidades.
Conocer, difundir y divulgar esta concepción de la Comunicación Aumentativa y Alternativa ofrecerá en el futuro, a familiares, profesionales y a las propias personas con diversidad funcional, un marco de trabajo fortalecedor de derechos sociales y planificado con las personas y desde las personas.

5. Referencias

D. Abril, C. I. Delgado, A. Vigara. Guía de referencia en Comunicación aumentativa y alternativa. Marzo 2009. CEAPAT-IMSERSO.

C.I. Delgado. Historia y evolución de la comunicación aumentativa en España. Boletín del CEAPAT, nº 60. pp. 8-11, Mayo 2009.

VV.AA. Miradas de apoyo. Un concepto de Planificación Centrada en la Persona. 2009. Fundación ADAPTA.

INSTRUMENTO de Ratificación de la Convención sobre los derechos de las personas con discapacidad, hecho en Nueva York el 13 de diciembre de 2006. BOE nº 96. 2008

INSTRUMENTO de ratificación del Protocolo Facultativo a la Convención sobre los derechos de las personas con discapacidad, hecho en Nueva York el 13 de diciembre de 2006. BOE Nº 97. 2008.

LEY 51/2003, de 2 de diciembre, de igualdad de oportunidades, no discriminación y accesibilidad universal de las personas con discapacidad. BOE nº 289.2003

C. Basil, Puig de la Bellacasa. Comunicación aumentativa. Curso sobre sistemas y ayudas tecnicas de comunicación no vocal. 1988. INSERSO. Ministerio de Asuntos Sociales.

R. Mayer Johnson. SPC. Símbolos pictográficos para la comunicación (no vocal). 1985. Ministerio de Educación y Ciencia.

B. Hehner. Símbolos BLISS. Diccionario guía. 1985. Ministerio de Educación y Ciencia.

A. Warrick. Los símbolos BLISS en preescolar. 1985. Ministerio de Educación y Ciencia.

Constitución Española de 1978.

Enlaces relacionados.

Instituto de Mayores y Servicios Sociales IMSERSO. www.imserso.es

Centro de referencia estatal en autonomía personal y ayudas técnicas. CEAPAT-IMSERSO. www.ceapat.org

Catálogo de Productos de Apoyo del CEAPAT. www.catalogo-ceapat.org

Sociedad Española de Sistemas Alternativos y Aumentativos de Comunicación. www.esaac.org

Portal Aragonés de Sistemas Alternativos y Aumentativos de comunicación. http://catedu.es/arasaac

PROYECTO INTIC: Integración y accesibilidad de las personas con discapacidad en el uso de las Tecnologías de la Información y la Comunicación

Eulogio López Río[1], Mª José Pérez Rodríguez[1], Yolanda Vizcaya Pérez[1], Miriam Piñeiro Escudero[1], Javier Pereira Loureiro[2], Thais Pousada García[2], Betania Groba González[2]
[1]Aspace Coruña
[2]Universidad de A Coruña - Grupo Imedir

1. Aspace Coruña Hoy

ASPACE Coruña es una Asociación de Padre de Personas con Parálisis Cerebral sin ánimo de lucro, cuya misión responde a la necesidad de fomentar la creación de centros e instituciones de carácter rehabilitador y pedagógico para la enseñanza, recuperación y tratamiento psicológico de personas con Parálisis Cerebral afectados tanto física como psíquicamente.
Esta Asociación lleva trabajando más de 30 años de forma ininterrumpida con el colectivo de personas con parálisis cerebral y sus familias en la provincia de A Coruña.
En los últimos años, Aspace, es un referente de la parálisis cerebral, no solo en la ciudad ni en el área metropolitana de A Coruña, sino también en toda la Comunidad Autónoma.

En el año 2001, entró en funcionamiento el nuevo servicio residencial, con capacidad para 18 plazas, con el que se da respuesta global al colectivo que se atiende. Dicho centro residencial, en los 8 años que lleva en funcionamiento, ha tenido una ocupación plena, beneficiándose de dicho centro, no sólo las personas que tienen plaza de estancia permanente, sino también casi la totalidad de usuarios que durante este tiempo han sido usuarios de las plazas de estancia temporal y respiro familiar.

Es por este motivo por el cual estamos inmersos en la construcción de una nueva edificación destinada a Centro Residencial, la cual tendrá capacidad para 32 plazas de estancia permanente, 2 de estancia temporal y 8 de respiro familiar dando mayor respuesta a los usuarios con parálisis cerebral que atendemos y a sus familias.
De esta manera, Aspace, presta a este colectivo los siguientes servicios: Orientación y Diagnóstico Médico, trabajo social, fisioterapia e hidroterapia, terapia ocupacional, logopedia, pedagogía, psicología, formación laboral, ocio y tiempo libre, actividades deportivas, respiro familiar, transporte adaptado y comedor, y desde hace ya dos años, un servicio de Nuevas Tecnologías y Sistemas de Comunicación, que está integrado por una informática, una logopeda y una terapeuta ocupacional.

2. Trabajo con las Nuevas Tecnologías

Un alto porcentaje de la población infantil afectada por PC presenta dificultades en la comunicación, bien por alteraciones en el lenguaje o trastornos del habla, asociadas generalmente a graves dificultades en el ámbito motor. La afectación del habla puede conducir a los usuarios que la padecen al aislamiento, ya que el habla es una de las formas básicas para interaccionar con el entorno y modificarlo en función de nuestras necesidades. En la mayoría de los casos, este aislamiento o exclusión dificulta la integración en los entornos habituales en los que se desenvuelve, lo que origina en los usuarios una actitud de pasividad dependiente.

Hasta la aparición de los comunicadores y del conjunto del software informático actual, las respuestas comunicativas de dichos usuarios se reducían a movimientos de la mirada hacia el

objeto o el símbolo deseado, o bien respuestas afirmativas/negativas con la cabeza, ante las demandas de su interlocutor. Este sistema, aunque funcional, resulta pobre para cubrir las expectativas de comunicación de los usuarios.
En la actualidad, gracias a los continuos progresos que se producen en el campo de las nuevas tecnologías y de los dispositivos de apoyo, existe una amplia variedad de técnicas y recursos, que pueden ser utilizados para favorecer el desarrollo de un sistema de comunicación en las personas que carecen de habla y cuyo manejo exige respuestas más sencillas favoreciendo así la inclusión social.

En el trabajo diario de los profesionales del centro se observan las dificultades, las carencias y las limitaciones que las personas con Parálisis Cerebral encuentran para acceder a las TIC e interaccionar con su entorno.
Por ello, cuando en "Centro de Informática Médica y Diagnóstico Radiológico (IMEDIR-RNASA)", perteneciente a la Universidad de A Coruña, se puso en contacto con Aspace, y propuso la creación de una herramienta facilitadora del acceso al ordenador y susceptible de ser usada como comunicador, nos parecía una oportunidad única, en la que la asociación Aspace Coruña tenía que participar.

3. PROYECTO INTIC: Integración y accesibilidad de las personas con discapacidad en el uso de las Tecnologías de la Información y la Comunicación

Hasta hace poco tiempo las TIC buscaban innovación y desarrollos que dieran un paso más en materia de tratamiento de la información, dejando de lado aquellos conceptos que sonaban todavía muy de fondo, como son accesibilidad y usabilidad.
El concepto de usabilidad se comenzó a tener en cuenta un tiempo antes que el de accesibilidad. La visión de hacer aplicaciones más usables tuvo un calado importante en el mundo de las TIC. En cualquier desarrollo de éstas, se impone como uno de los principales objetivos, el de obtener una aplicación usable.

El concepto de accesibilidad, adquiere importancia hace relativamente poco tiempo. Las Tecnologías de la Información y las Comunicaciones, son una herramienta muy útil para acortar las distancias en el mundo digital en que vivimos. Pero cuando estas tecnologías se ofrecen a la sociedad, y no atienden adecuadamente a las necesidades de las personas con discapacidad y las personas mayores, se hacen, en muchos casos, difíciles de utilizar. Por ello, para estos colectivos, la integración no se produce, generando un efecto inverso, que incrementa la distancia entre usuarios de las nuevas tecnologías y los que no las utilizan, produciendo lo que se conoce como la brecha digital. Para evitar esta situación hay que llevar adelante iniciativas decididas de e-inclusión como la que se propone en el proyecto In-TIC.

Persiguiendo este fin, nace el In-TIC, un entorno virtual que permite facilitar la interacción del usuario con el ordenador a través de un teclado virtual adaptado a las aplicaciones de uso más habitual como es el paquete Office o Internet Explorer. Mediante este sistema, es posible que los usuarios que tengan dificultades de acceso a la interface del ordenador, puedan utilizar estas aplicaciones.

El programa In-TIC permite la confirmación de teclados virtuales y dinámicos que serán específicos para las capacidades y necesidades del usuario final.
El proyecto actual, frente a la primera versión, pretende conseguir una aplicación que tenga plena usabilidad, y que permita una completa modificación de los teclados virtuales (los creados por el profesional de intervención y los adjuntados por defecto en su instalación, los antes conocidos como Predefinidos). Ello facilita el trabajo de los profesionales y proporciona una intervención más eficiente, al poder desarrollar teclados con diversas funcionalidades que en la versión anterior no eran posibles.

Se mejora también el entorno de creación, desarrollando nuevos requerimientos que iban surgiendo en el momento de las pruebas de la versión anterior (opciones de copia, corta, pega, des-

hacer, inserción de varias funciones en el mismo botón,...).
Desde el punto de vista del Usuario-final, con el fin de llegar a cumplir las necesidades de la mayor parte éstos, se estudia la normativa española que pretende estandarizar la accesibilidad en las aplicaciones de escritorio (UNE 139802:2003. Aplicaciones informáticas para personas con discapacidad. Requisitos de accesibilidad al ordenador. Software), y los medios que el entorno de desarrollo (Microsoft Visual Studio 2005) ofrece la implementación de los principios básicos de esa norma, en el sistema operativo en uso, (en este caso Windows XP). Posteriormente se desarrollan dichos requisitos de Microsoft para conseguir aplicaciones accesibles en su sistema operativo.

Por último, se desarrolla un conjunto de teclados virtuales, con las funcionalidades básicas del control de Windows, lo que permite el cumplimiento de una opción muy importante de accesibilidad: el manejo del puntero del ratón a través del barrido secuencial de dicho teclado, que a su vez será controlado por las herramientas hardware de accesibilidad (pulsadores, joysticks,…).
Este desarrollo supone un avance en el campo de la e-inclusión de personas con diversidad funcional (sobre todo física) que les impide el manejo del ordenador.

Así, desde el Centro IMEDIR (UDC) y desde Aspace Couruña, se ha visto la necesidad de crear una herramienta que facilite el acceso y el uso de las TIC al máximo número de personas posible, contemplando diferentes tipos de necesidades, tanto a nivel físico y sensorial, como psíquico e intelectual.
Este proceso se consigue a través de la creación de “interfaces” o pantallas virtuales (Figura 1) diseñadas específicamente para las capacidades de cada usuario, simplificando el uso del ordenador.

En la figura 1 se muestra un ejemplo de una de estas pantallas, en donde el acceso a Internet o a una herramienta para escribir (como es el Word) se simplifica seleccionado el botón adecuado sobre la pantalla. Esto evita que el usuario tenga

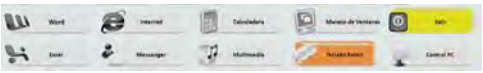


Figura 1. Ejemplo de Interfaz

que hacer un doble clic sobre un icono o seleccionado las opciones de “Archivos de Programa”-“Microsoft Office” y “Word”
El Proyecto InTIC, una vez instalado en un ordenador muestra una pantalla inicial con distintos usuarios. Cada uno de ellos selecciona su foto y aparece su teclado principal que le permitirán acceder al resto de teclados, mostrando solo aquellas opciones que son de interés para ese usuario.
Las necesidades varían en función de las capacidades de los usuarios y de las dificultades que aparezcan. Por ejemplo, existen distinciones entre personas con un déficit físico o sensorial que encontrarán una barrera en los periféricos de entrada al ordenador (como el ratón y el teclado) y, personas con discapacidad sensorial que presentarán dificultades en los periféricos de salida del ordenador (pantalla, altavoces, impresora).

Figura 2. Teclado personalizado para un usuario específico

Por ello, en función de las capacidades y las demandas del usuario, se crearán y modificarán los teclados específicos a fin de conseguir la máxima usabilidad de las TIC por parte de todos los usuarios (Figura 3). Son los profesionales (bajo el perfil administrador) los encargados de crear estas pantallas personalizadas para adecuarlas a las capacidades e intereses de cada usuario.

En la Figura 3 se muestra un ejemplo de un teclado para facilitar el acceso a Internet. Cuando se abre el explorador aparece un nuevo teclado virtual específico con las funciones básicas para navegar cómodamente por las páginas Web
Las posibilidades terapéuticas y de aplicación del software InTIC son múltiples, dada la posibilidad de la máxima personalización de los teclados o

interfaces creados, en función de las capacidades y prioridades de cada usuario.

Figura 3. Teclado personalizado para facilitar el acceso a Internet.

La interacción con el ordenador se ve, además, facilitada por la posibilidad de integrar diferentes ayudas técnicas o dispositivos de apoyo (Hardware) como emuladores de ratón, pulsadores o pantallas táctiles, en combinación con el programa InTIC.

CRID - Centro de Recursos para a Inclusão Digital

Célia Maria Adão de Oliveira Aguiar de Sousa
Escola Superior de Educação e Ciências Sociais – Instituto Politécnico de Leiria
Campus 1 | R. Dr. João Soares | Apartado 4045 | 2411-901 Leiria PORTUGAL
telf. (+351) 244 829 400 | fax. [+351) 244 829 499
E- mail: celiasousa@esecs.ipleiria.pt

Abstract
The CRID, Resource Centre for Digital Inclusion, is a regional project reference in the field of Information and Communication Technologies (ICT) to people with Special Needs. This centre, located in the School of Education and Social Sciences, is equipped with a wide range of equipment that allows people with special needs access to ICT and, consequently, benefit from a support level of qualified technical advice and evaluation.
Overall, this is a project to promote the qualification and certification of people with Special Needs in the information society, contributing to its formation.

Keywords:
Citizens with Special Needs, Digital Literacy, Inclusive Society

Resumo

O CRID, Centro de Recursos para a Inclusão Digital, é um projecto regional de referência na área das Tecnologias de Informação e Comunicação (TIC) destinado a cidadãos com Necessidades Especiais. Este espaço localizado na Escola Superior de Educação e Ciências Sociais, está apetrechado com um vasto conjunto de equipamentos que permite às pessoas com Necessidades Especiais aceder às TIC e, concomitantemente, beneficiar de um apoio técnico qualificado ao nível de aconselhamento e avaliação.
Em termos gerais, este é um projecto que visa promover a habilitação e certificação de cidadãos com Necessidades Especiais na sociedade da informação, contribuindo para a sua formação.

Palavras-chave:
Cidadãos com Necessidades Especiais, Literacia Digital, Sociedades Inclusivas

1. Introdução

A Tecnologia segundo, (Radabaugh, 1993), "Para as pessoas sem deficiência, a tecnologia torna as coisas mais fáceis. Para as pessoas com deficiência, a tecnologia torna as coisas possíveis".
Assim sendo, o Centro de Recursos para a Inclusão Digital, tem como objectivo dotar as pessoas com necessidades especiais com ferramentas adequadas às suas necessidades.
Neste artigo, pretende-se apresentar as linhas de acção do Projecto, bem como os objectivos e as estratégias desenvolvidas para alcançá-los.

2. Enquadramento do projecto

Vivemos actualmente numa Sociedade em constante mutação e evolução, onde a importância das Tecnologias de Informação e Comunicação (TIC), em particular o uso da Internet, é cada vez mais evidente.
Em Portugal, tem-se constatado que ainda existe um grande número de cidadãos com baixos níveis de literacia informática, em especial os grupos provenientes de estratos sociais mais baixos, idosos e pessoas portadoras de algum tipo de deficiência que não se enquadram nos padrões formatados e estandardizados da formação regular.
A crescente consciencialização da importância do conhecimento e da informação como suportes das sociedades modernas, no contexto de uma economia globalizada e da consequente intensificação da competitividade entre os povos, condu-

ziu à ideia de que a capacidade de sobrevivência de uma comunidade será tanto mais elevada quanto maior for a sua capacidade de dotar os seus membros, dos mecanismos necessários para fazer face aos desafios impostos pelo avanço imparável das tecnologias da informação e comunicação (TIC).
Sensível a este problema, a Escola Superior de Educação e Ciências Sociais do Instituto Politécnico de Leiria (IPL), assumiu como uma das suas grandes prioridades o aumento das competências dos cidadãos nesta área, apelando ao desenvolvimento de estratégias de combate à infoexclusão e, de uma forma geral, a todas as formas de exclusão, ciente de que a construção de uma Sociedade da Informação para todos, terá obrigatoriamente que envolver todos os cidadãos, incluindo aqueles que, ao longo dos tempos, têm sido objecto de persistente marginalização, como é o caso das pessoas com deficiência.

Neste contexto e para tentar colmatar esta lacuna, a Escola Superior de Educação e Ciências Sociais do Instituto Politécnico de Leiria, conjuntamente com outras entidades, criou um Centro que tem como objectivo fundamental formar para a Igualdade Digital. Este centro visa em termos gerais, solucionar os constrangimentos que os cidadãos com necessidades especiais possuem ao nível das TIC, no que respeita, por um lado, à necessidade de formação efectiva e adequada, e, por outro lado, ao auxílio técnico e pedagógico de acesso a estes recursos digitais, que em muito podem contribuir para potenciar as suas capacidades intelectuais.

O CRID – Centro de Recursos para a Inclusão Digital, surge da sociedade do conhecimento com a missão de facilitar a participação dos cidadãos com necessidades especiais na sociedade da informação e conhecimento.
O projecto surge de uma parceria entre várias entidades: Direcção Regional de Educação do Centro (DREC), Cooperativa de Ensino e Reabilitação de Cidadãos Inadaptados de Leiria (CERCILEI), Associação Portuguesa de Paralisia Cerebral de Leiria (APPC), Agrupamento de Escolas José Saraiva e Agrupamento de Escolas de Colmeias sendo a Escola Superior de Educação e Ciências Sociais do Instituto Politécnico de Leiria a entidade coordenadora e o local onde está instalado o CRID.

3. Objectivos

Desenvolvendo a sua actividade em três eixos fundamentais, a saber, avaliação, diagnóstico e investigação, a iniciativa tem como objectivos:
Habilitar cidadãos com necessidades especiais para a participação na sociedade de informação, nomeadamente na área de formação em competências informáticas básicas;
Avaliar e prestar aconselhamento sobre os tipos de equipamento ou ajudas técnicas e respectivas estratégias de utilização, adequadas às necessidades do cidadão com deficiência;
Apoiar e formar os profissionais das escolas, dos hospitais, das associações de apoio a deficientes, da segurança social, das entidades empregadoras e dos pais, ou outros educadores, na utilização das ajudas técnicas;
Estudar o potencial de desenvolvimento, através da investigação, concepção ou adaptação de tecnologias na área das ajudas técnicas, cruzando saberes e experiências de múltiplas áreas científicas;

4. Actividades Desenvolvidas

O CRID actualmente desenvolve diferentes actividades: Proporciona a cerca de oitenta pessoas com necessidades especiais que se mantenham em contacto com as tecnologias de uma forma sistemática (semanalmente). Neste âmbito diversas instituições da região frequentam todas as semanas o CRID permitindo a um vasto grupo de utentes o uso de diferentes tecnologias de acordo com as necessidades de cada um.
Mantém um protocolo com o Hospital de Leiria, que permite fazer um diagnóstico ao nível das ajudas técnicas adequadas a ministrar, e que posteriormente o hospital prescreve aos utentes. Este protocolo permitiu agilizar todo o processo, dado que os utentes se dirigem a este serviço onde um relatório é elaborado e enviado ao serviço do hospital rentabilizando recursos e tempo.

É membro efectivo da rede europeia EDeAN (European Design for All e-Accessibility Network), Realiza um trabalho de acompanhamento a diferentes técnicos (professores, terapeutas, fisioterapeutas), ao nível da produção e realização de materiais para acompanhamento de crianças com necessidades especiais.
Efectua avaliações em diferentes áreas de deficiência prestando assim um aconselhamento ao nível do hardware e software. Sensibiliza diferentes técnicos para a importância do uso da tecnologia na melhoria de vida das pessoas com necessidades especiais, através de acções de sensibilização e formação.

Serve de Laboratório para investigação e desenvolvimento de trabalhos de diferentes temáticas na área das necessidades especiais, estando de momento a prestar apoio alunos das diferentes escolas do IPL que se encontram a desenvolver trabalhos de investigação nestas áreas.
Apoia Autarquias ao nível de acessibilidades e aconselhamento específico em projectos na área do turismo.
Aconselha os empresários no âmbito de equipamentos a nível de hardware e software para empregabilidade de pessoas com necessidades especiais.
Presta apoio ao IEFP (Instituto de Emprego e Formação Profissional) de Leiria na formação de pessoas com necessidades especiais, através da utilização dos equipamentos disponíveis no Centro.
Apoia as famílias na utilização dos equipamentos prescritos aos utentes, através de formação gratuita em horário adequado às necessidades da família (pós laboral).

5. Conclusão

O CRID ao longo da sua curta existência tem marcado a diferença nesta área, tanto a nível regional como a nível nacional, até à presente data já recebeu cerca de dois mil visitantes nacionais e estrangeiros, tendo sido também contactado por vários países, não só da Europa como também de África e América Latina.
Conscientes da dificuldade que é construir uma sociedade para todos os cidadãos, pensamos que o projecto que se encontra em desenvolvimento na Escola Superior de Educação e Ciências Sociais do IPL poderá contribuir para o desenvolvimento sustentado de uma sociedade sem restrições ao conhecimento.

6. Referências

Blanco, E & Silva, Bento. Tecnologia e educação. Porto: Porto Editora. (2003).
Correia, S. & Andrade, M. Tecnologias da Informação e da Comunicação. Coimbra: Cnotinfor (2001).
Rodrigues, D. Tecnologias de Informação e Comunicação e Populações Especiais: ser parte do problema ou parte da solução? REER Vol.1, pp. 27-34. (1999).
Tetzchner, S. V. & Martinsen, H. Introdução à Comunicação Aumentativa e Alternativa. Porto: Porto Editora. (2000).
Radabaugh, M. P. (1993). Study on the Financing of Assistive Technology Devices of Services for Individuals with Disabilities - A report to the president and the congress of the United States, National Council on Disability. Disponível em http://www.infoesp.net/recursos/recurso1.htm. [Consultado em 04 Março de 2009].

IRISCOM. Proyecto IRIS

P. Palomo[1], T. González[2], R. Rivas[2], I. Irazabal[2] , A. Ruiz[2]
Iriscom sistemas SL[1] , ASPACE Cantabria[2]

Resumen

IRISCOM es un dispositivo, diseñado para personas con alta limitación en su funcionalidad motriz, que permite el control de un ordenador PC mediante el movimiento de los ojos. Se trata de un dispositivo que reemplaza al ratón manual, posibilitando que las personas que no pueden manejar el ratón con las manos, consigan prácticamente los mismos resultados mirando simplemente al lugar deseado. En este trabajo se explica cuales son las características del sistema IRISCOM y cuales son sus aplicaciones. El Proyecto IRIS consiste en la aplicación práctica del sistema IRISCOM llevada a cabo con personas afectadas por diversos cuadros de Parálisis Cerebral en los centros y servicios de ASPACE Cantabria.

Palabras clave.
Parálisis Cerebral, interfaz, computador

1. Introducción

Diversas patologías determinan cuadros de discapacidad grave que impiden a quien las padece interactuar con su entorno, aun cuando no se encuentren alteradas las funciones cognitivas superiores. Estas limitaciones pueden ser paliadas o incluso superadas, en la medida en que se disponga de determinadas ayudas técnicas, por ejemplo para el manejo del entorno o la comunicación. Uno de los dispositivos más potentes y accesibles, es el constituido por el ordenador personal (PC) y por el software y accesorios necesarios para la comunicación y el control del entorno. Sin embargo, la dificultad radica en las personas que apenas pueden realizar movimientos voluntarios que les permitan accionar los interfaces habituales: ratón, teclado, etc. El sistema IRISCOM fue inicialmente diseñado para personas con Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) en estado avanzado de evolución y, consecuentemente con limitaciones motrices graves, pero el recurso también se ha revelado como válido en otras patologías, como en algunos de los cuadros sindrómicos determinados por la Parálisis Cerebral y por otras alteraciones afines. Hasta el diseño del sistema IRISCOM las soluciones de acceso al ordenador PC para las personas de estas características albergaban la limitación de precisar la adaptación del software, siendo IRISCOM la primera ayuda técnica diseñada para personas con limitaciones motrices muy importantes que permite tener un acceso normalizado al software de cualquier ordenador.

2. IRISCOM

Iriscom Sistemas S.L. es una empresa creada a finales del año 2004 para atender las necesidades de aquellas personas que se encuentran en lo que se suele denominar enclaustramiento. Dado que estas personas no tienen acceso a poder utilizar las manos ni la cabeza ni la voz para controlar un ordenador, pueden tener graves problemas para utilizar otro tipo de ayudas técnicas para acceder a un ordenador. La empresa fue desarrollada para permitirles realizar estas actividades utilizando aquella parte de su cuerpo sobre la que siempre o casi siempre se mantiene el control, es decir, sobre sus ojos.

El producto consiste en una cámara y dos emisores de luz infrarroja que son acoplados a un ordenador personal. La cámara recoge la imagen del ojo del usuario y el reflejo que los dos emisores provocan sobre la pupila permite a un software específico interpretar esta imagen, calcular dónde está mirando el usuario, y convertir ésa posición en coordenadas para el ratón. Estos emisores de luz infrarroja son de muy baja potencia, con lo cual no se produce ningún perjuicio a los ojos del

usuario. Si es conveniente limitar en un principio la duración de las sesiones, ya que se suele producir un cansancio de los ojos por falta de costumbre al tener que fijar la mirada, situación que desaparece con el uso.

Una vez el puntero se encuentra en el lugar deseado, bien parpadeando de manera deliberada o por latencia (manteniendo el puntero del ratón dentro de un área ajustable durante un tiempo también ajustable). el usuario puede realizar todas las funciones habituales (pulsar botón izquierdo, botón derecho, pinchar y arrastrar, etc.) y otras específicas del sistema (aumentar el tamaño del área de la pantalla a utilizar, recalibrar instantáneamente el sistema, etc.).

La precisión del sistema, unida a la posibilidad de incrementar el tamaño de la pantalla, hace posible pulsar con el ratón en zonas muy pequeñas de la pantalla, incluso a altas resoluciones.

El sistema puede ser utilizado por cualquier número de personas. El único requisito consiste en dar de alta a un nuevo usuario y a continuación realizar una calibración, normalmente en menos de un minuto y sólo la primera vez que el usuario utiliza el sistema (todos los parámetros se guardan automáticamente), y el sistema está listo para ser usado.

El llevar gafas o lentillas no supone ningún impedimento, y el Iriscom puede usarse en cualquier posición que le resulte más cómoda al usuario (sentado, tumbado, de costado, etc.). La luz ambiente tampoco influye, pudiendo utilizarse con luz natural o artificial de cualquier clase.

Pudiendo por tanto colocar el ratón en el punto de la pantalla que deseemos, y utilizando un teclado virtual, podemos utilizar el ordenador sin ninguna limitación para escribir, hablar, utilizar Internet, etc.

Las personas con diversidad funcional, sobre todo las más afectadas, han visto enormemente aumentadas sus posibilidades gracias a las tecnologías de la información. El uso de estas tecnologías requiere en muchos casos un conocimiento por parte del usuario y de aquellos que le rodean. Por ello nuestra forma de funcionar no trata simplemente de colocar un ordenador delante de una persona, sino de aportar todos aquellos elementos que van a ocasionar que esa persona pueda utilizar el ordenador como medio para mejorar su comunicación, entretenimiento y formación, en definitiva, su calidad de vida.

Iriscom está concebido no solamente como un producto que permite el acceso al ordenador con el simple movimiento del ojo sino como un servicio completo llave en mano que comienza con el asesoramiento al usuario y sus familiares respecto a la idoneidad de ésta solución, las posibilidades que aporta, como sacar partido de ellas y como utilizarlas según las necesidades, aficiones y posibilidades del usuario, así como asistencia posterior por control remoto.

El sistema permite una gran portabilidad, ya que puede ser instalado en cualquier ordenador, lo cual en el caso de los portátiles permite su fácil traslado e incluso su incorporación a una silla de ruedas. El sistema no llega a los 300 gramos de peso.
En la actualidad hay ya varios cientos de personas utilizando el Iriscom, más de la mitad de ellas afectadas de Parálisis Cerebral. En colaboración con la Confederación ASPACE y financiados por el Programa Avanza del Ministerio de Industria se ha puesto en marcha el proyecto Ediris, con el objetivo de dotar de equipos Iriscom a los diferentes centros de ASPACE.

3. PROYECTO IRIS. Aplicación del Sistema IRISCOM en ASPACE Cantabria

En marzo de año 2005 se adquiere el primer equipo IRISCOM destinado a la Unidad de Ayudas Técnicas de ASPACE Cantabria. Es en esta unidad donde se diseña el programa con el que se va a realizar la valoración de los usuarios, las actividades de entrenamiento y la incorporación del sistema en las actividades que se realizan en los Centros a los que acuden los usuarios entrenados. A continuación se describe la metodología utilizada.

3.1. Formación de los profesionales

Se seleccionan los profesionales que van a realizar la valoración y entrenamiento de los usuarios. Se realiza la sesión de formación en la que aprenden a utilizar la Ayuda Técnica y también aprenden a solventar problemas frecuentes.

3.2. Selección de candidatos

Se trata de Identificar a los usuarios que van a ser susceptibles de valoración. Para realizar la selección se utilizan los siguientes criterios:

Requisitos intelectuales. Se descarta a todos los usuarios que tengan discapacidad intelectual de grado medio y profundo.
Requisitos de acceso al ordenador. Se descartan los usuarios que pueden acceder al ordenador utilizando el teclado y el ratón y su uso sea funcional.
Requisitos control de movimientos de cabeza. Se descartan usuarios que tienen movimientos de cabeza involuntarios frecuentes y amplios.
Requisitos de control de los movimientos oculares. Se descartan usuarios con dificultades en el control voluntario de los movimientos del ojo.

Resultado: la selección se realiza sobre 102 usuarios de los que después de aplicar los criterios expuestos anteriormente se seleccionan 11 usuarios.

3.3 Valoración de los candidatos

En la valoración se pretende recoger datos protocolizados sobre la respuesta del usuario a la utilización de IRISCOM. Los objetivos son por una parte determinar si es viable el entrenamiento y por otra identificar el punto de partida del programa de entrenamiento.

La valoración se realiza en una sesión y en ella intervienen un Terapeuta General y un Fisioterapeuta.
El protocolo recoge los siguientes datos: la calibración (se obtiene información sobre los movimientos oculares), tipo de pulsación que realiza con mayor eficacia (parpadeo, permanencia), apoyos necesarios para mejorar el control de movimientos involuntarios, control cefálico, descripción de la posición de la cabeza en diferentes situaciones y tono muscular. general y cefálico. El informe de valoración recoge estos datos y añade como conclusión un dictamen sobre si es viable el entrenamiento y en caso de ser afirmativo el nivel de entrenamiento que puede alcanzar (nivel “A” en el que se entrena al usuario en la relación causa-efecto ó nivel B entrenamiento en el manejo de herramientas del sistema y programas).

3.4. Entrenamiento

Se realizan sesiones de 45 minutos con el objetivo de entrenar al usuario en el manejo de IRISCOM. El entrenamiento se realiza en dos fases:

3.4.1. Fase A. Se entrena la precisión y dirección de los movimientos oculares. Se ha diseñado pruebas con 5 niveles de complejidad. Se recogen datos de forma sistemática y se establece un dictamen con los resultados de esta fase.

3.4.2. Fase B. Se realiza un entrenamiento en el manejo de herramientas y programas. Se programan 2 niveles de complejidad en este caso también se recogen los Resultados en forma de dictamen de la “Fase B”

Además de los datos objetivos se valoran también los siguientes parámetros: Comprensión, atención, interés y cansancio.

3.4.3. Conclusión del Entrenamiento. En la conclusión se recoge el nivel alcanzado en las dos fases, con estos datos se podrá determinar qué uso se va a dar a esta Ayuda Técnica en las distintas actividades y programas que se desarrollan en el Centro al que acude.

3.5. Valoración y Adaptación de Ayudas Técnicas para mejorar el control de movimientos voluntarios.

Se realiza de forma paralela al entrenamiento. Terapeuta Fisioterapeuta y Técnico Ortopeda realizan una valoración para identificar las Ayudas

que se pueden adaptar para mejorar el control de movimientos involuntarios. Si se controlan estos movimientos, el usuario consigue mejores resultados en el control de movimientos oculares.

Las adaptaciones que se han realizado con más frecuencia son: cabecero adaptado y sujeciones para los brazos.

También se ha observado que en la medida en que el usuario utiliza IRISCOM va disminuyendo la necesidad de control externo de los movimientos involuntarios.

3.6. Formación interna de los profesionales

El Programa de formación consiste en la realización de dos sesiones con información Teórico-Práctica sobre IRISCOM y dos sesiones para aprender a utilizar el sistema IRISCOM con el usuario.

3.7. Incorporación de la Ayuda Técnica a las actividades que se realizan en el Centro de Referencia del usuario.

Alguna de las actividades que han podido realizar los usuarios entrenados con el sistema IRISCOM son: realización de sesiones de psicoterapia, actividades de comunicación con compañeros y monitores, actividades del programa de emulación laboral (ejm. Control del almacén con el programa EXCEL) y actividades del programa de educación permanente.

Además IRISCOM también ha dado la posibilidad, por primera vez, de “hablar” ante un público a personas que sólo se podían comunicar si la persona con la que se comunica próxima a él de forma que pueda ir confirmando letra a letra el mensaje que quiere transmitir. Las principales actividades que se han realizado ante el público con IRISCOM han sido: Parlamento Europeo Estrasburgo (2005-05-18), Colegio Gerardo Diego (2005-12-02), Palacio de Festivales de Santander. Gala de la Discapacidad (2006-01-26), Celebración del 25 Aniversario de ASPACE Cantabria en el Parlamento de Cantabria (2006-12-05), Palacio de la Magdalena de Santander EXPOINNOVA (2007-12-13) y en CANDINAMIA. Muestra de Asociacionismo y Participación juvenil en Cantabria (2007-03-16/2008-03-13)

4. Resultados y conclusiones

4.1. Resultados cuantitativos

Se aportan los siguientes resultados de la aplicación del Programa:

En la actualidad hay tres usuarios que utilizan IRISCOM dentro de sus actividades ordinarias y dos usuarios que están en proceso de entrenamiento. Se ha entrenado a 10 profesionales en el manejo de IRISCOM de distintas áreas de conocimiento: Psicólogos, Profesores, Educadores, Fisioterapeutas y Logopedas

4.2. Resultados cualitativos

Se expone el caso de un usuario que está utilizando el sistema IRISCOM:

El perfil que presenta este usuario es:
Su diagnóstico Funcional-motriz es de Tetraplegia, Hipertonía y movimientos asociados a la actividad voluntaria. Respecto al lenguaje comunicación presenta una Disartria grave con ausencia de habla. Empezó a utilizar sistemas aumentativos de comunicación desde Atención Temprana y a los 3 años se comunicaba con símbolos Bliss. A los 6 años está escolarizado en un centro educativo ordinario y aprende la lectoescritura al mismo ritmo que sus compañeros.
Desde Atención Temprana se vienen probando diferentes sistemas de acceso al ordenador sin conseguir su uso funcional. Para comunicarse utiliza un tablero de letras que señala con la manodedo. Ha estado escolarizado en Centros Ordinarios desde los 5 a los 18 años, edad en la que se incorpora a la Unidad de Transición a la Vida Adulta de ASPACE Cantabria. En la actualidad acude al Centro de Día y de Aprendizaje de Tareas de Santander de ASPACE Cantabria. A los 21 años empieza a utilizar IRISCOM. En la actualidad tiene 24 años.

Bruno utilizando IRISCOM y con el programa PREDWIN hace la siguiente reflexión sobre lo que ha supuesto para él la utilización de IRISCOM:

"*IRISCOM me ha permitido expresarme sin necesitar la presencia continua de otra persona. He ganado en autonomía y ha mejorado la imagen que tenía de mí mismo, porque ahora me siento capaz de conseguir retos que antes eran impensables.*

Me encanta que además de leerse puedan escucharse los mensajes que escribo; es lo más parecido a poner voz a mis propios pensamientos algo que no es posible cuando no se tiene habla. Además, ya no necesito "economizar" mi lenguaje para agilizar la comunicación y puedo explayarme cuanto quiera Espero que os resulte interesante la presentación. Un saludo, Bruno".

5. Referencias

1. Varios. Síndromes y apoyos. Panorámica desde la ciencia y desde las asociaciones. Colección FEAPS.
2. Basil Almirall, C., Soro-Camats, E. y Rosell Bultó, C. (1998). Sistemas de signos y ayudas técnicas para la comunicación aumentativa y la escritura. Principios teóricos y aplicaciones. Barcelona: Masson.
3. Cardona Martín, M., Gallardo Jáuregui, M. V. y Salvador López, M. L. (2001). Adaptemos la escuela. Orientaciones ante la discapacidad motórica. Málaga: Aljibe.
4. García Fernández, J.A. (1989). Educación e integración escolar del niño con deficiencias motóricas. Madrid: UNED.

Conferencia Invitada

RETOS EN MOVILIDAD Y MANIPULACIÓN AUMENTATIVA Y ALTERNATIVA

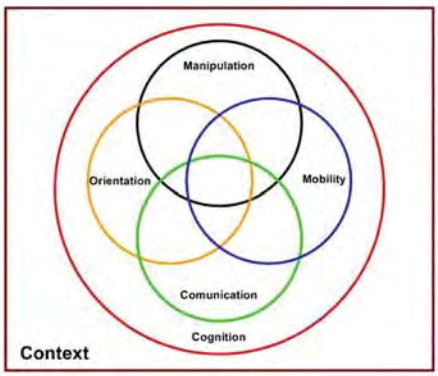
Julio Abascal[1]

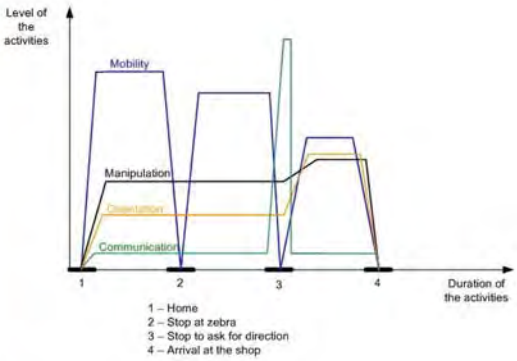
Las personas con restricciones motoras graves pueden requerir ayudas para su movilidad personal y para la manipulación de su entorno próximo. La aplicación en este campo de técnicas procedentes de la informática y la robótica ha conseguido dispositivos de apoyo de un nivel tecnológico muy avanzado. Sin embargo, existen algunos problemas que aún no han sido resueltos completamente, tales como el diseño de interfaces usuario-sistema adecuadas. En todo caso, sería muy deseable que este tipo de ayudas esté disponible al público que las necesite en un futuro cercano. No obstante, se pueden identificar ciertas barreras no-tecnológicas para que esto ocurra. En esta conferencia nos proponemos, por un lado, resaltar la necesidad de un marco teórico que permita enfocar la movilidad y la manipulación de manera conjunta con el resto de las necesidades de los usuarios y, por otro, identificar los factores socio-económicos clave que deben ser tenidos en cuenta para que las ayudas a la movilidad y a la manipulación lleguen a ser una realidad cotidiana.

La movilidad y manipulación aumentativa y alternativa

Muchos de los usuarios que requieren sistemas de Comunicación Aumentativa y Alternativa (CAA) suelen también presentar restricciones para el desplazamiento y/o la manipulación. Hace tiempo que se vienen aplicando diversas tecnologías al desarrollo sistemas de ayuda a la movilidad. Sin embargo, cada vez es más evidente que el problema de la movilidad y la manipulación no pueden tratarse sin tener en cuenta otros factores que afectan a los usuarios y a su entorno. Además, las soluciones no pueden plantearse sólo desde un punto de vista puramente tecnológico. Por ello parece conveniente enfocar lo relacionado con las ayudas a la movilidad y a la manipulación mediante una perspectiva más amplia que se podría denominar "Movilidad y Manipulación Aumentativa y Alternativa" (MMAA), siguiendo el modelo de la CAA. De este modo la definición de la MMAA puede aprovechar del marco de trabajo y de los avances teóricos de la CAA.

Algunos autores han planteado la necesidad de un enfoque más amplio que combine todas las necesidades y características de los usuarios a la hora de plantear el desarrollo de tecnología de apoyo. De entre los modelos que proponen considerar al usuario como una unidad, el de Azevedo (2006) sitúa la





[1]Laboratorio de Interacción Persona-Computador para Necesidades Especiales. Universidad del País Vasco-Euskal Herriko Unibertsitatea. Manuel Lardizabal 1, 20018 Donostia-San Sebastián. http://www.sc.ehu.es/acwbbpke/

[2] Exoesqueleto para personas con parálisis desarrollado por RGO Medical Technologies: http://www.argomedtec.com/products.asp

[3] Traje robot HA: http://www.cyberdyne.jp/english/

movilidad y la manipulación en relación con las otras actividades básicas implicadas en la cognición. Como se puede ver en la figura, Azevedo considera que la comunicación, movilidad, manipulación y orientación son actividades simultaneas relacionadas entre sí y que afectan a la cognición. Así pues, a la hora de enfrentarse al análisis de la tecnología de apoyo es necesario hacerlo teniendo en cuenta todos estos factores de manera conjunta, si se quiere obtener ayudas funcionales, coherentes, usables y aceptables.

Algunos ejemplos de tecnologías avanzadas de apoyo a la movilidad y manipulación

Desde muy antiguo se conocen dispositivos mecánicos de apoyo a la movilidad para personas con restricciones físicas. Sin embargo, los que nos interesan aquí son dispositivos complejos basados en técnicas info-telemáticas y robóticas que denominamos "avanzadas", que tratan de dar servicio a las personas que no pueden utilizar las ayudas mecánicas tradicionales.

a) Sillas de ruedas autónomas/inteligentes

La aplicación de las técnicas que han permitido a la robótica móvil diseñar vehículos autónomos, permite también el diseño de sillas de ruedas inteligentes que pueden realizar de manera autónoma recorridos por entornos estructurados, tales como interiores de edificios (Abascal et al., 2005). Es previsible que estas técnicas de navegación puedan ser extendidas próximamente a entornos menos estructurados, tales como la navegación en exteriores.

Existen multitud de prototipos de sillas de ruedas inteligentes diseñados en diversos laboratorios de universidades y centros de investigación, tal como muestra Simpson (2005). En muchos casos la investigación viene motivada por la disponibilidad tecnológica más que por un buen conocimiento de las necesidades de los usuarios. Por ello, la mayoría no pasa del estado de prototipo y ni siquiera son evaluados por usuarios reales. Sin embargo, es de esperar que en los próximos años se comercialicen sillas de ruedas con diversos niveles de "inteligencia" válidas para resolver las necesidades de movilidad reales. Los robots móviles pueden realizar recorridos sin necesidad de un conductor humano. Sin embargo, en el caso de las sillas de ruedas inteligentes es necesario que el usuario conserve el control, por ejemplo para decidir el destino, aunque sea el vehiculo el que decida cómo llegar a él. Actualmente se trabaja en la aplicación del llamado "control compartido" mediante interfaces de usuario auto-adaptables e inteligentes para permitir una buena interacción usuario-silla de ruedas.

b) Brazos articulados para manipulación

Para que las personas con discapacidades motoras graves puedan manipular objetos de su entorno próximo, se han diseñado brazos articulados robóticos similares a los usados en el entorno de producción industrial que pueden ir montados sobre la propia silla de ruedas. Estos brazos difieren de los robots articulados industriales en que deben ser ligeros y muy seguros, ya que se mueven en el mismo espacio que el usuario y podrían herirle. Se han intentado estructuras blandas y flexibles que disminuyan el peligro en caso de impacto, aunque esto afecte a su precisión (Casals, 1998).

Sin embargo, la barrera más importante para su validez es la dificultad de la interacción persona-robot. Los brazos articulados están diseñados para manejar los objetos en función de su posición y orientación, utilizando diversos tipos de coordenadas. Sin embargo, los usuarios suelen describir los objetos en términos de nombres, propiedades (color, forma, función...), tamaño, etc., o por su posición en relación con otros objetos o en la habitación. No se puede pedir a un usuario que dé la posición, orientación y tamaño del objeto a ser manipulado. Por lo tanto, es necesario un mediador inteligente (actuando como interfaz de usuario) capaz de comprender la descripción de objetos en el lenguaje natural y de traducirla a coordenadas.

c) Prótesis

El diseño de prótesis de manos y piernas, basadas en tecnologías de robótica se ha desarrollado increíblemente en los últimos años. Se utilizan para una amplia gama de necesidades, pero lo más común es la sustitución de los miembros superiores e inferiores de los amputados (Pons et al. 2004). Sin embargo, aunque la tecnología ha mejorado considerablemente (permitiendo, por ejemplo, el diseño de los tendones artificiales para realizar un control preciso de los movimientos) la mayor dificultad reside en el control de la extremidad por el usuario. Se han obtenido resultados alentadores utilizando las señales eléctricas procedentes de los nervios restantes en amputados recientes. Sin embargo, esta técnica no parece ser apropiado para amputaciones antiguas, en las que se ha perdido la función eléctrica de los nervios. Se plantean las técnicas de interacción cerebro-ordenador como la mejor solución para el control de las extremidades. Sin embargo, a pesar de enormes progresos logrados en este campo aún se está lejos de permitir el control fiable y completo de una prótesis de mano compleja, por ejemplo.

d) Exoesqueletos

Se trata de un tipo especial de prótesis consistente en una estructura rígida articulada externa que ayuda al usuario a mantener la posición y a realizar movimientos de modo que permite mejorar la coordinación y la fuerza. Los exoesqueletos pueden ser en el futuro una solución práctica para la movilidad y manipulación, sobre todo en personas que conservan un cierto control de los movimientos que puede ser rectificado y ampliado por el sistema. Se puede encontrar información muy detallada sobre la investigación reciente en exoesqueletos en Pons (2008). Existen exoesqueletos comerciales, tales como ReWalk, o próximos a comercializarse: HAL. También en este caso, el mayor problema es el control del sistema por parte del usuario.

El problema de la interfaz

A la hora de diseñar una interfaz persona-dispositivo para CMAA conviene tener en cuenta algunos principios básicos:

- *Rehabilitación*. Numerosas personas con discapacidad son capaces de mejorar sus habilidades cognitivas, actitudes personales y la integración social, cuando se les proporciona una interfaz de usuario adecuada. Para ello, la interfaz debe fomentar el uso de todas las capacidades del usuario, y evitar tomar decisiones en nombre cuando no es absolutamente necesario. Además, el usuario debe sentir que él o ella es quién controla el dispositivo con el fin de evitar la frustración y pasividad, para ello es necesario facilitar el paso entre “navegación automática”, “navegación asistida” y “funcionamiento manual” (Abascal et al., 2002).
- La *seguridad* y la *fiabilidad* son requisitos importantes. Estos sistemas interactúan con el medio ambiente en diversas formas que podrían ser peligrosas en caso de fallo o mal funcionamiento. El diseñador debe asegurar que el sistema es seguro, confiable y tolerante a fallos.
- *Mínimo esfuerzo físico y cognitivo*: La interfaz debe asegurar que las órdenes que da el usuario para controlar el dispositivo no exijan un esfuerzo físico o cognitivo que este no pueda realizar o que requieran un plazo de tiempo por encima de lo razonable.

Para realizar un buen diseño, el diseñador debe plantearse ¿cómo hacen las personas para andar o para manipular un objeto? ¿cómo se pueden transmitir esas órdenes a los sistemas robóticos? Se están estudiando diversos tipos de interfaces persona-robot para dar una solución novedosa a estas preguntas:

- Dispositivos apuntadores avanzados tales como joysticks con retroalimentación de fuerza (Cook et al., 2001).
- Interfaces auto-adaptables basadas en el modelado del usuario/tarea/contexto (Abascal et al., 2008b) (Fink et al., 1998).
- Reconocimiento de órdenes en lenguaje natural/gestual (Simpson et al., 1997)
- Reconocimiento de órdenes a través de una conexión directa cerebro-ordenador (Millán, 2003)

Otros aspectos de la investigación en MAA

La MMAA no es solamente un problema tecnológico. Por ello existe la necesidad de un enfoque más amplio que tenga en cuenta los aspectos socio-económicos.
En todos los eslabones de la cadena de creación de tecnología de apoyo: análisis, planificación, investigación, desarrollo, prueba, industrialización, comercialización, prescripción, provisión, mantenimiento, etc., es necesario garantizar que se tienen en cuenta elementos vitales a la hora de hacer viable el acceso a una tecnología que dé servicio a los usuarios. Estos elementos se podrían agrupar en cuatro categorías (Abascal, 2008a):

- *Autonomía personal*: garantizar que la persona mantiene el control y que los dispositivos no toman decisiones en nombre de los usuarios sin su consentimiento
- *Protección de la intimidad*: evitar el almacenamiento, transmisión, y tratamiento de la información personal cuando no sea estrictamente necesario. Cuando lo sea, aplicar las precauciones necesarias para que el usuario no sea identificable y los datos se destruyan cuando no sean necesarios.
- *Evitación de la "excesiva tecnologización"*: Desarrollar ayudas con uso proporcionado de la tecnología, evitando los dispositivos innecesariamente sofisticados cuando existan soluciones más sencillas.
- *Factores económicos*: El precio final es un asunto clave para conseguir que los sistemas de MMAA lleguen al público. Son necesarias soluciones de bajo costo para impedir que los sistemas sean inasequibles.

Estos dos últimos factores, en el caso de la AAM, pueden implicar el uso de sensores más baratos (por ejemplo, sensores infrarrojos y de ultrasonidos en lugar de láser para medir distancias) cuya menor calidad puede ser compensada por la alta capacidad de procesamiento de los procesadores actuales.

Factores de avance en la MAA

A pesar de que el estado actual de la tecnología permite la creación de sistemas de MMAA muy avanzados, la realidad es que estos difícilmente llegan a los usuarios. Para que los sistemas avanzados de apoyo a la movilidad y manipulación sean una realidad accesible a las personas es necesario avanzar en varios factores que involucran a todos los implicados:

- *Usuarios*: Participación en la prospección, propuesta, diseño y verificación
- *Tecnólogos*: Participación en la planificación de la investigación-transferencia de los resultados-industrialización
- *Industria*: Implicación en la producción de ayudas técnicas y esfuerzo en la comercialización
- *Administración*: Definición de normas y estándares de accesibilidad y promulgación de leyes antidiscriminación

Por último, para que sean eficaces, es vital que todos estos esfuerzos sean coordinados.

Bibliografía

[Abascal-02] Abascal J., Cagigas D., Garay N., Gardeazabal L.: Mobile Interface for a Smart Wheelchair. In F. Paternò (ed.) Human Computer Interaction with Mobile devices. LNCS 2411, Springer, 2002. Pp 373-377.

[Abascal-05] Abascal J., Lazkano E., Sierra B. (2005) Behavior-based Indoor Navigation. In: Cai Y. (ed.) Ambient Intelligence for Scientific Discovery. Foundations, Theories, and Systems. LNAI 3345 Springer. Pp.263-285.

[Abascal-08a] Abascal J. (2008). Users with Disabilities: Maximum Control with Minimum Effort. F.J. Perales and R.B. Fisher (Eds.): AMDO 2008, LNCS 5098, pp. 449–456. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

[Abascal-08b] Abascal J., Bonail B., Cagigas D., Garay N., Gardeazabal L. "Trends in Adaptive Interface Design for Smart Wheelchairs". In: Lumsden J.(Ed.) Handbook of Research on User Interface Design and Evaluation for Mobile Technology. Idea Group Reference (Pennsylvania, USA), 2008.

[Azevedo-06] Azevedo L. F. (2006) A Model Based Approach to Provide Augmentative Mobility to Severely Disabled Children through Assistive Technology. PhD. Thesis. University of the Basque Country-Euskal Herriko Unibertsitatea. Donostia-San Sebastián.

[Casals-98] Casals A. (1998) Assistant Robots. In Casals A. (ed.) Technological Aids for the Disabled. Societat Catalana de Technologia/Institut d'Estudis Catalans. Barcelona.

[Cook-01] Cook A.M., Hussey S. (2001) Assistive Technologies: Principles and Practice (2nd Edition). Mosby. Chapter 6 "Control interfaces for Assistive Technology".

[Fink-98] J. Fink, A. Kobsa, A. Nill (1998) Adaptable and Adaptive Information Provision for All Users, Including Disabled and Elderly People. New Review of Hypermedia and Multimedia 4, 163-188.

[Millán-03] Millán J. R. (2003) Adaptive brain interfaces. Comms of the ACM, Vol. 46, No. 3.

[Pons-04] Pons J. L., Rocon E., Ceres R., Reynaerts D., Saro B., Levin S., Van Moorleghem W. (2004). The MANUS-HAND: Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects. Autonomous Robots 16, 143–163, 2004. Kluwer Academic Publishers. Manufactured in The Netherlands.

[Pons-08] Pons J. L. (ed.) (2008) Wearable Robots. Biomechatronic Exoskeletons. Wiley. Pp87-108.

[Simpson-05] Simpson, R. C. (2005) Smart wheelchairs: A literature review. Journal of Rehabilitation Research & Development. Volume 42, Number 4, Pages 423–436.

[Simpson-97] Simpson, R.C.; Levine, S.P. (1997) Adaptive shared control of a smart wheelchair operated by voice control. Proceedings of the 1997 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Vol. 2, Issue 7-11, Pp. 622 – 626.

SESIÓN 3

Rehabilitación y compesación motora y postural (1/2)

Bipedestación: Orígenes, Productos, Estudios Clínicos y Beneficios

José Mª Arriola Aracil[1]
[1]Minos: Pol. Industrial Sangroniz – Iberre Kalea, 7- Sondika (Bizkaia) Tel. 944533230 Fax 944533001
E.mail: jmarriola@minos97.com

Resumen

El trabajo analiza los orígenes de la bipedestación, la evolución de los diferentes sistemas utilizados y las características que ofrece cada sistema en la actualidad. Se presentan diferentes estudios que se han realizado y otros que se están realizando actualmente. Se analizan las ventajas y los inconvenientes de utilizar los diferentes sistemas de bipedestación. Asimismo, en base a los estudios realizados, se analizan los beneficios que aporta la bipedestación desde el punto de vista muscular, renal, pulmonar, prevención de aparición de escaras, cardiovascular y digestivo.

Palabras clave: Bipedestación.

1. Evolución de los sistemas de bipedestación

La exploración espacial resultó un flujo de investigación con el objetivo de medir la adaptación del cuerpo humano a la ingravidez. Al mismo tiempo, investigadores en rehabilitación documentaron los cambios fisiopatológicos exhibidos por pacientes con alto grado de parálisis.

En la evolución de los sistemas de bidepestación han existido diferentes modelos y aplicaciones. Entre ellos cabe destacar los bitutores que resultan poco prácticos, caros y es necesaria una terapia intensiva unido a que no puede ser empleado por una sola persona. Las cajas de bidepestación tienen un mínimo soporte en la parte anterior y posterior del cuerpo y es el sistema de bipedestación más antiguo, a menudo hecho de forma artesanal resultando barato. A menudo necesita la ayuda de al menos dos personas ya que no incluye un mecanismo de elevación. Existen tanto tallas pediátricas como de adulto y necesita un posicionamiento mínimo, así como opciones de alineación. A menudo no puede utilizarse de manera independiente. Otro sistema de bipedestación es la mesa basculante. En ella existe un apoyo total a lo largo de la superficie posterior del cuerpo y son necesarias 2-3 cinchas para asegurar el cuerpo a la superficie de apoyo. Tiene una plataforma para asegurar los pies. Ha sido desarrollada para pruebas cardiovasculares y para evaluar como el cuerpo regula la presión sanguínea en respuesta a simple tensión (Hipotensión ortostática). Es raramente vista fuera del ámbito hospitalario. Existe en tallas de adulto. Tiene un mecanismo de elevación manual o eléctrico y es necesario un mínimo posicionamiento u opciones de alineación. No puede utilizarse por una sola persona.

Otro sistema de bipedestación es el bipedestador supino. Presenta el apoyo de la superficie posterior de la cabeza, área torácica, pelvis, rodillas y pies. El ángulo del bipedestador pasa de posición horizontal a vertical en posición supina. Está a menudo prescrita para pacientes con falta de control cefálico y puede llevar un mecanismo de elevación. Está disponible tanto en talla pediátrica como en adulto y habitualmente se adapta al crecimiento, posicionamiento y alineación del paciente y no puede utilizarse de manera independiente. El bipedestador prono tiene apoyo en la superficie anterior del cuerpo y contacta en la parte superior del área torácica, pelvis, rodillas y pies. Es utilizado para estimular el control cefálico. La gravedad ayuda a la extensión total de las caderas y habitualmente va desde 30º en posición prono hasta de pie. Puede tener un mecanismo de elevación y está disponible tanto en talla pediátri-

ca como de adulto. Tiene posibilidades de crecimiento, posicionamiento y alineación y habitualmente no puede utilizarse de manera independiente

El bipedestador multiposición tiene posiciones prono, supino y de pie. Los soportes primarios pueden ser intercambiables. Habitualmente va desde 30º en posición supina hasta posición de pie, y desde 30º en posición prono hasta posición de pie. Está disponible tanto en tallas pediátricas como de adulto y habitualmente lo utilizan pacientes pediátricos. Tiene posibilidades de crecimiento, posicionamiento y alineación y habitualmente no puede utilizarse de forma independiente. Las sillas de ruedas de bipedestación pueden ser manuales o eléctricas. Tienen apoyo principal en las superficies posteriores del cuerpo, un soporte anterior de las rodillas y cinturón pélvico y cincha torácica. Habitualmente incluye un mecanismo de elevación y están disponibles tanto en talla pediátrica como de adulto. La silla eléctrica puede desplazarse en la posición de pie. El mecanismo de bipedestación traslada al paciente desde la posición de sentado hasta una posición supina de aproximadamente 80º. El mecanismo de elevación se maneja de manera independiente. Resulta pesada y cara.

Finalmente, los bipedestadores desde posición de sentado hasta posición de pie tienen apoyo anterior y posterior variable. Tienen un mínimo apoyo, anterior (mitad torácica, rodillas, pies) y posterior (PSIS a la zona poplítea) y un máximo apoyo anterior (cabeza, espalda, torácica, rodillas, pies), posterior (cabeza a zona poplitea, rodillas). Cambia al paciente desde la posición de sentado a la posición de pie y se detiene en cualquier punto desde la posición de sentado a la posición de pie. Habitualmente incluye un mecanismo de elevación. Está disponible tanto en talla pediátrica como de adulto teniendo posibilidad de crecimiento, posicionamiento y alineación. Puede utilizarse de manera independiente.

2. Prácticas clínicas actuales

En este trabajo se reúne una serie de estudios. El primero de ellos surge de la siguiente pregunta ¿la bipedestación durante tiempo prolongado mejora la densidad ósea en niños con cuadriplejia espástica? El propósito del trabajo es probar la hipótesis de que niños no ambulatorios con cuadriplejia espástica, que participan dos horas al día en las extremidades inferiores, tendrán un incremento en la densidad ósea. El estudio ha sido terminado concluyendo que es factible tener niños no ambulatorios participando en rigurosos programas de bipedestación. El sobrepeso afecta a la densidad mineral ósea en el calcáneo pero los beneficios parecen ser pasajeros si no se mantiene un intensivo programa de bipedestación Importancia: El uso intensivo de sistemas de bipedestación (10 horas a la semana) pueden tener un efecto beneficioso en la densidad mineral ósea en niños no ambulatorios.

El siguiente estudio se refiere a los efectos de la bipedestación pasiva en las áreas relacionadas con la salud en individuos con lesión medular. Su propósito es intentar evaluar los efectos de la bipedestación pasiva durante largos periodos de tiempo en la densidad mineral ósea y los factores relacionados de la salud en individuos con lesión medular. El estudio concluye que La bipedestación debe ser superior a 30 minutos diarios para que tenga efecto en la densidad mineral ósea.

El siguiente estudio se refiere a mantenerse en movimiento: tecnologías para mejorar la movilidad y la funcionalidad del individuo con lesión medular. El propósito es mejorar los efectos beneficiosos de los programas de ejercicio terapéutico para las personas con lesión medular mejorando el equipamiento para hacerlo clínicamente más eficiente y fácil de usar, mientras se minimiza el riesgo de lesión. Nuestra estrategia es evaluar los aparatos existentes durante sesiones de formación una a una con pacientes con lesión medular.

El siguiente estudio se centra en los efectos de la bipedestación pasiva y dinámica en pacientes con esclerosis múltiple. El propósito del estudio es mejorar las funciones de los pacientes con esclerosis múltiple. Este pequeño estudio compara la bipedestación estática y dinámica con la no bipedestación. No se ha encontrado significancia

estadística debido a la pequeña muestra con la que se ha trabajado, sin embargo, se han observado importantes tendencias. Hemos hipotetizado que los sujetos del Grupo B (bipedestación dinámica) demostrarían la mayor mejora en resultados medidos.
Sin embargo, los resultados, de lejos, indican que el Grupo A (bipedestación estática) tenían mayor consistencia y mejores resultados. Las personas del Grupo B con una mayor habilidad funcional al suelo indican la mayor mejora del paciente a lo largo del estudio.

Se observa, de lejos, que los movimientos de las extremidades superior e inferior que necesitan los pacientes del Grupo B son demasiado enérgicos para pacientes con mayor deterioro funcional. Sobre la base de las tendencias observadas en el tratamiento de esta fase del estudio, un camino más largo es necesario. El camino se encuentra actualmente en la fase de seguimiento para analizar cualquier aplazamiento de los beneficios de la bipedestación dinámica o pasiva.

3. Indicaciones y Contraindicaciones de la Bipesdestación

Se pueden citar las siguientes indicaciones clínicas. Individuos con riesgo por inmovilización tienen la actividad neuromuscular restringida debido a parálisis. Son los individuos que permanecen siempre en la misma posición, por ejemplo permanecer sentado en una silla de ruedas de forma continuada o durante largos periodos de tiempo. Tienen la movilización dañada debido a enfermedad o discapacidad.

Es necesario la indicación médica, evaluación terapeútica y programación seguimiento terapéutico. Las contraindicaciones clínicas son por prescripción médica, por intolerancia ortostática, hipotensión ortostática, taquicardia postural. El deterioro de la estructura ósea no soportará el peso (osteogenesis imperfecta, osteoporosis, u otras formas de enfermedad de los huesos frágiles). Ciertos desordenes ortopédicos (contracturas en la flexión de la Cadera y/o rodilla son mayores de 20º y no se pueden reducir).

4. Reconocidos Beneficios Médicos de la Bipedestación

La bipedestación pasiva se ha demostrado que previene, cambia o mejora muchos de los efectos adversos que afectan debido a una inmovilización prolongada. Previene contracturas y mejora la amplitud de movimiento. Reduce la espasticidad, previene o cambia la osteoporosis y la resultante hipercalciuria. Mejora de la función renal, drenaje del tracto urinario, y reducción del cálculo urinario. Previene la aparición de úlceras por presión. Mejora la circulación en lo que se refiere a hipotensión ortostática y otros beneficios de buena circulación. Mejora la función intestinal.

4.1. Sistema Musculoesquelético

La inmovilización tiene efectos dramáticos en el sistema musculoesquelético. Se ha demostrado que la inmovilización de los músculos y la falta de peso en los huesos causa desmineralización de los huesos y osteoporosis (El paciente inmovilizado: Patología funcional y de gestión, *Steinberg, F.U. et al*).

En el trabajo “Efectos de encamados tiempo prolongado en la producción de calcio urinario” (*Issekutz et al [17]*) se demostró que hombres sanos inmovilizados en cama incrementaron la excreción de calcio permaneciendo tres horas al día de pie. En el trabajo “Evaluación de los efectos del estiramiento muscular y peso de carga en pacientes con paraplejia espástica” (*Odeen y Knutsson [18]*) los investigadores descubrieron que el estiramiento muscular debido al peso en la posición de bipedestación era capaz de reducir la espasticidad entre un 26% y un 32% dependiendo de la flexión del pie. En “Efectos del estiramiento muscular” de *Odeen and E. Knutsson [18]*, después de un periodo de carga de peso con estiramiento de la pantorrilla, esta limitación espástica puede reducirse hasta el 70% y el efecto puede mantenerse durante varias horas. El procedimiento de la bipedestación es fácilmente alcanzable y puede de esa manera seguir un programa en casa si el paciente tiene un bipedestador. “Los malignos efectos de estar encamado” de *Richardson, J.K. [19]* describe la pérdida de fuer-

za. Los músculos en reposo pierden fuerza a una tasa de alrededor del 10-15% por semana, después de 4 semanas el paciente solo tendrá del 50 al 60% de la fuerza. En cuanto a la pérdida de masa esquelética, los huesos necesitan el estrés de la gravedad y los tendones para mantener su masa. Pacientes que han estado inmovilizados durante varias semanas no recuperaran su premórbida densidad ósea hasta pasados varios meses, por lo que tendrían un elevado riesgo de fractura en caso de que sufrieran una caída. "Fracturas patológicas en pacientes con parálisis cerebral de *Brunner, R.D et al* [20] defiende que debido a que la osteoporosis es el mayor factor de riesgo, los pacientes con parálisis cerebral deberían soportar el peso para prevenir fracturas patológicas. Cualquier rigidez de las articulaciones mayores y grandes periodos de inmovilización deberían ser evitados.

4.2. Pulmonar

"Los malignos efectos de estar encamado" de *Richardson, J.K. [19]* defiende que el paciente necesita ser girado, sentado y generalmente movilizado; evitando estos tratamientos en detrimento de utilizar el medicamento equivocado.

4.3. Tracto Renal y Urinario

En "La fisiología y patología de estar encamado", de *Browse, N.L [21].* se defiende que la hipercalciuria resultante de los cambios óseos producidos por la inmovilización, predispone al paciente a la aparición de cálculos e infección urinarias. Esto es especialmente así para lesionados medulares que también tienen deterioro de la función vesical e inhibido el vaciado de la vejiga. La orina se podría estancar en los riñones desde el momento en que la gravedad no puede ayudar al drenaje. El resultado es el estancamiento de la orina en la vejiga con la consecuente formación de cálculos. En "Investigación de la incidencia del cálculo renal en paraplejia" de *Browse, N.L.[21]* se defiende que la hipercalciuria asociada a la inmovilización es debida a la reducción de peso axial en los huesos largos del esqueleto provocando la pérdida de grandes cantidades de calcio del hueso, que se excreta en el tracto urinario. "El metabolismo del calcio en pacientes con lesión medular" de *Freeman, L.W.* [22] sugiere que peso dentro de los 18 meses de lesión reduciría significativamente la incidencia de cálculos urinarios. "Efectos de estar encamado de manera prolongada en el mineral oseo" de *Donaldson, C.L. [23]* defiende que permaneciendo de pie en silencio durante 2 o más horas al día aparece revertir los cambios del metabolismo mineral producidos por estar encamado. "Consideraciones relacionadas con los programas de peso en los niños con discapacidades de desarrollo" de *Stuberg, W.A.[24]* defiende que programas de bipedestación han demostrado tener un efecto positivo en el desarrollo de los huesos tanto en humanos como en animales. Se ha demostrado que la densidad mineral ósea aumenta con programas de ejercicios que proporcionan un estímulo fisiológico de los huesos

4.4. La piel y los tejidos subyacentes

"Prevención de escaras para el paciente lesionado medular en silla de ruedas", de Fergusion-Pell, M. et al [25] defiende que la prevención y el tratamiento de estas úlceras necesitan alivio de presión que pueden acompañarse por cambios posturales. La bipedestación pasiva proporciona alivio de presión al paciente sentado o en posición supino cambiando la presión de las tuberosidades isquiales, trocanter y el sacro los huesos largos de las piernas. "Ulceras por presión en gente mayor con lesión medular; Un estudio retrospectivo", de *Garbner, S.L.* [26] defiende que La media del número de días de hospitalización por tratamiento de úlceras por presión era de150 días, con un coste medio de 150.000$ por paciente hospitalizado.

4.5. Sistema Cardiovascular

"Efectos de la inmobilización sobre el cariado metabólico y funciones psicológicas de un hombre normal" de *Deitrick, J.E. [27]* defiende que después de un periodo de inmovilización, si un individuo intenta sentarse o ponerse de pie, existe una marcada centralización de la sangre en las extremidades inferiores causando un decrecimiento en la circulación del volumen de sangre.

La presión sanguínea cae y el cerebro reduce la cantidad de sangre y oxigeno, pudiendo desmayarse. “La respuesta cardiovascular y hemodinámica a la basculación y bipedestación en pacientes tetrapléjicos” de *Figonia, S.[28]* defiende que el problema de hipotensión ortostática causada por la inmovilización puede mejorarse con bipedestaciones continuas.

4.6. Sistema Digestivo

“El sistema digestivo es afectado por inmobilizaciones prolongadas” de *Valibona, C. [29]* defiende que hay un descenso general en la actividad gastrointestinal. La disminución de la movilidad lleva al estreñimiento. El estreñimiento prolongado puede llevar al impacto fecal y una seria disfunción intestinal.

5. Conclusiones

Muchos de los cambios patológicos documentados que ocurren debido a la inmovilización, pueden prevenirse, revertir o mejorar poniéndose de pie de forma habitual.

6. Referencias

1. Mendez, C: Book of Bodily Exercise, English translation by Francisco Guerra. New Haven CT., E. Licht, 1960.

2 Cuthbertson, D.P.: The Influence of Prolonged Muscular Rest on Metabolism. Biochem., 23: 1328-1345, 1929

3 Taylor, H.L., Erickson, L., Henschel, A., and Keys, A.: The Effect of Bed Rest on the Blood Volume of Normal Young Men. Am. Journ. Of Physiology 144: 227-232, 1945.

4 Dietrick, J.E., Whendon, G.D. and Shorr, E.: Effects of Immobilization upon Various Metabolic and Physiologic Functions of Normal Man. Am. Journ. Of Med. 4:3-36, 1948.

5 Widdowson, E.M. and McCance, R.A.: Effect of Rest in Bed on Plasma Volume as Indicated by Haemoglobins and haematocrit. Lancet, 1:539-540, 1950.

6 Graybiel, A., and Clark, B.: Symptons resulting from prolonged immersion in Water. The problems of zero G asthenia. Areospace Med., 32 181-196, 1961.

7 Miller, P.B., Johnson, R.L., and Lamb, L.E.: Effects of four weeks of absolute bed rest on circulatory functions in man. Areospace Med., 35:1194-1200, 1964

8 Space Medicine in project Mercury. NASA SP-4003, 1965

9 Gemini Summary Conference. NASA SP-138, 1967

10 Biomedical results of Apollo. NASA SP-368, 1975

11 Biomedical results of Sky Lab. NASA SP-377, 1977

12 Browse, N.L.: The Physiology and Pathology of Bed Rest. Springfield, IL, Charles C. Thomas, Publisher 1965

13 Spencer, W.A., Valbona, C., and Carter, R.E.: Physiologic concepts of immobilization. Arch. Phys. Med. And Rehabil. 46:89-100, 1965

14 Kottke, F.J.: The effects of limitation of activity upon the human body. JAMA, 196: 117-122

15 Long, C.L. and Bonilla, L.E.: Metabolic effects of inactivity and injury In Downey, J.A. and Darling, .C. (Eds.): Physiological Basis of Rehabilitation Medicine. Philadelphia, W.B.Saunders Company, 1971

16 Steinberg, F.U.: The immobilized patient. Functional Pathology and management. New York, Plenum Publishing Co., pp.17-21 1980

17 Issekutz, B., Blizzard, N.C., Rodahl, K.: Effect of Prolonged Bed Rest on Urinary Calcium

Output. Journ. of Applied Physiology 21:1013-1020

18 Odeen, I., and Knutsson, E.: Evaluation of the effects of Muscle Stretch and Weight load in patients with spastic paraplegia. Scand. Journ. Of Rehab Med. 13: 117-121, 1981

19 Richardson, J. K.: The malignant effects of bedrest – Session C132

20 Brunner, R. and Doderlein, L.: Pathological Fractures in Patients with Cerebral Palsy. Journal of Pediatric Orthopedics 5:232-238, 1996

21 Browse, N.L.: The Physiology and Pathology of Bed Rest, Springfield, Charles C. Thomas.1965

22 Freeman, L.W.,: The Metabolism of Calcium in Patients with Spinal Cord Injuries. Annals of Surgery Feb:177-184, 1948

23 Donaldson, C.L., Hulley, S.B., Vogel, J.M., Hattner, R.S. Bayers, J.H. and McMillan, D.E.: Effect of Prolonged Bed Rest on Bone Mineral Metabolism. 19:1071-1084. 1974

24 Stuberg, W.A.: Considerations Related to Weight-Bearing Programs in Children with Developmental Disabilities. Phys. Ther. 72:35-40, Jan. 1992

25 Ferguson-Pell, M., Wilkie, I., Reswick, J., and Barbenel, J.: Pressure Sore Prevention for the Wheelchair-Bound Spinal Injury Patient. Paraplegia 18:42-51. 1980

26 Garbner, S.L.: Pressure ulcers in veterans with spinal cord injury: A retrospective study. Journ. of Rehabil.Research and Devel. Vol. 40, No. 5 pp.433-442. Sept./Oct. 2003

27 Deitrick, J.E., Whedon, G.D., and Shorr, E.: Effects of immobilization upon various metabolic and physiologic functions of normal men. Am. Journ. of Med. 4:3 1948

28 Figonia, S.: Cardiovascular and Haemodynamic Response to Tilting and to Standing inTetraplegic Patients: A Review. Paraplegia 22: 99-109. 1984

29 Valibona, C.: Bodily Responses to Immobilization. Krussen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation. W.D. Saunders, Co., pp 963-976. 1982

Un nuevo concepto de vehículo para conducción asistida por niños con PC

R. Ceres[1], L. Azevedo[2], R. Raya[1], M. Machado[2], O. Reyes[3], L. Calderón[1]
[1] IAI-GBio- Consejo Superior de Investigaciones Científicas.
[2]Anditec
[3]I.C. Neuronic
ceres@iai.csic.es

Resumen

En este trabajo se presenta el concepto y las pautas principales de desarrollo de un vehículo especialmente orientado a la rehabilitación de niños con parálisis cerebral y otras deficiencias neuromotoras afines. La esencia del trabajo radica por una parte en una instrumentación versátil de ayuda al niños tanto por el interfaz de interacción con el sistema como por los dispositivos de captación de obstáculos que incorpora. Por otra parte el modo de conducción se puede adaptar al grado de destreza del usuario, mediante la selección de uno de los seis niveles diferentes determinando una mayor o menor autonomía en el gobierno del coche. En el trabajo se muestra la evolución y constitución de los diferentes prototipos realizados, PALMA y PALMIBER con las pruebas de validación correspondientes.

Palabras clave:
Parálisis cerebral, movilidad, rehabilitación, niño, interfaz.

1. Introducción

El vehículo robótico pretende ser una herramienta de carácter lúdico que proporciona no sólo la posibilidad de desplazamiento autónomo, sino además ayudar a la asimilación de conceptos espaciales y de movimiento, desarrollar habilidades de manipulación y sobre todo inducir el proceso de toma de decisiones en cada momento con el procesamiento de información que ello requiere y la valoración de las acciones ejecutadas.
Los trabajos se han realizado mediante dos proyectos sucesivos de ámbito iberoamericano. El primero de ellos fue el proyecto CYTED con acrónimo PALMA (Plataforma de apoyo Lúdico a la Movilidad Alternativa), de carácter académico y precompetitivo en el que tomaron parte entidades de Argentina, Paraguay, Chile, Colombia, Portugal y España. En este proyecto intervinieron no solo investigadores científico-técnicos sino también educadores especiales y terapeutas. Una vez construido y validado el prototipo y, sobre todo el nuevo concepto de herramienta, se ejecutó el proyecto Iberoeka PALMIBER, orientado a obtener un producto con características industriales (robustez, fiabilidad, economía y facilidad de uso y mantenimiento) para su introducción en el mercado. Este segundo proyecto, actualmente terminado, se ha llevado a cabo con la intervención de Anditec y Centimfe, de Portugal y del Instituto de Automática Industrial del CSIC, de España y la empresa hispano cubana I.C. Neuronic.

2. Análisis y configuración del vehiculo seudo-robótico

Los conceptos básicos del vehículo fueron establecidos en la primera fase de los trabajos, desarrollando el prototipo PALMA, si bien posteriormente han ido evolucionando en función de la experiencia acumulada, dando lugar a otros dos prototipos PALMIBER A y B.

El sistema realizado en ambas versiones, con ciertas evoluciones, es esencialmente un vehículo que consta de una estructura mecánica a modo de chasis, con dos ruedas tractoras traseras, con sendos motores DC, y dos delanteras auto-orientables. Un sistema ultrasónico compuesto por un

cinturón sensores ultrasónicos realiza la detección y localización de obstáculos circundantes al vehículo. El niño, sobre asiento especial, gestiona un interfaz específico de membrana, simple e intuitivo para generar los movimientos del coche. El educador, mediante otro interfaz y un simple teclado, define previamente los modos y diversos parámetros de operación y de conducción de acuerdo a la destreza y las capacidades motoras de cada niño. Un conjunto de dos procesadores electrónicos realizan las funciones de adquisición y procesamiento de la información captada del entorno, la introducida por maestro y las órdenes del niño controlando los movimientos (motores) del coche y generando señales de ayuda, luminosas, acústicas e incluso verbales de ayuda al niño para navegar y sortear debidamente, y con distintos niveles de destreza, los obstáculos hacia el objetivo deseado por el niño.

En cuanto a la arquitectura del sistema, con diferentes implementaciones en su evolución, presenta los siguientes bloques funcionales (Figura 1):

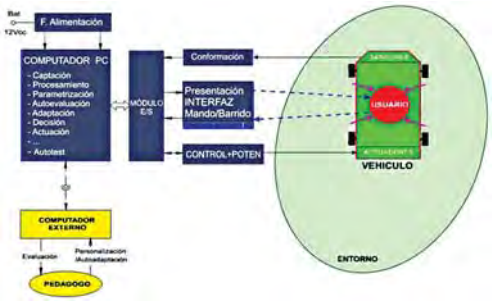


Figura 1. Estructura general del sistema PALMA

Captación de entorno (Conformación). Este primer módulo es el encargado de detectar los posibles obstáculos alrededor del vehículo. Para ello se dotó de un conjunto de ocho sensores (Figura 2) ultrasónicos que posteriormente pasaron a siete con una distribución ligeramente distinta, funcionando selectivamente según la dirección de marcha a modo de sonar para detectar los eventuales obstáculos en cada sector. La características de estos son: frecuencia 40 KHz, 50º de ancho de haz, 112 dB (Ps) de presión de trabajo a una tensión de 30 v. Este módulo ha requerido el desarrollo de un procesador basado en el µcontrolador dsPIC-30F4011 tanto para gestionar la excitación de las sensores como para procesar la señal ultrasónica y determinar la localización angular y en distancia del eventual obstáculo.

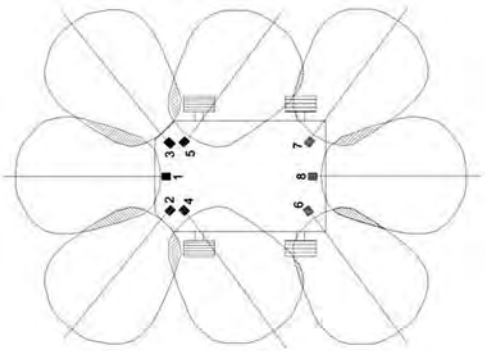


Figura 2. Distribución de sensores del sistema PALMA

Interfaz de usuario. El interfaz de usuario consta de una serie de cinco pulsadores según las cuatro direcciones (adelante, atrás, izquierda, derecha) y de parada. Existen unos indicadores luminosos asociados a cada pulsador para indicación de dirección, por ejemplo en modo de interfaz por barrido (Figura 3).

Figura 3. Consola de usuario del vehículo PALMA

Interfaz de educador. Este panel permite la programación del modo de interfaz, el nivel de conducción y el ajuste de los distintos parámetros de operación (Velocidad, Tiempo de recuerdo y de barrido, secuencias de barrido). Destacamos por

su importancia los niveles de conducción que son los siguientes (Figura 4):

- Nivel 1 Automático. El vehículo pasea al niño.
- Nivel 2 Causa-efecto. El niño pone en marcha el vehículo con cualquier tecla por un cierto tiempo.
- Nivel 3 Entrenamiento de dirección. El niño pone en marcha el vehículo según la dirección que este le sugiere.
  - Nivel 3a. Modo binario Adelante-Atrás.
  - Nivel 3b. Modo binario Derecha-Izquierda.
- Nivel 4 Decisión dirección. El niño pone en marcha el vehículo según la dirección que desea.
- Nivel 5 Autónomo. El niño tiene el control total del vehículo

Figura 4. Teclado de educador del vehículo PALMIBER

Computador central y control del vehículo. Este módulo se ha implementado en base a un microcontrolador de la familia del anterior pero de mayor potencia de cálculo (dsPIC30F6010A) para ejecutar todas las funciones del sistema siendo las principales: recepción de datos de obstáculos exteriores, de órdenes del usuario, de estados y modos de operación definidos por el educador, gestión del menú de operación, generación de órdenes y mensajes al usuario, control de motores, registro de datos del ejercicio y autochequeo del sistema completo (nivel de batería, bloqueo…) (Figura 5).

Figura 5. Vehículo PALMA

La información principal del sistema está gestionada según el flujo del siguiente diagrama (Figura 6):

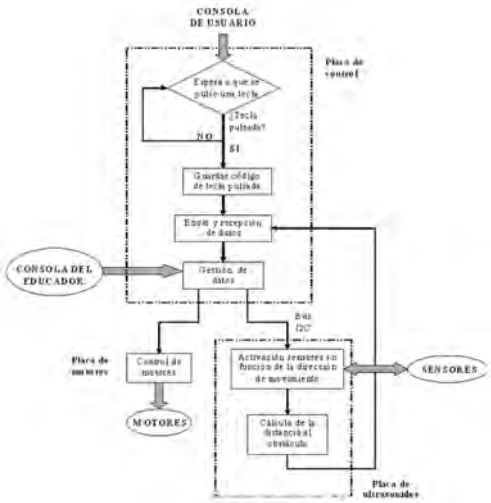


Figura 6. Diagrama de flujo de datos y señales del sistema

3. Pruebas y validación de los prototipos desarrollados. Perspectivas de futuro

Se ha desarrollado un protocolo de pruebas que comprende una serie de ejercicios diferentes según el nivel de conducción y que responde a las pautas siguientes:

- Cada niño realiza un ejercicio previo de entrenamiento en el modo asignado por el educador con unas tareas predefinidas (trayectoria, obstáculos, maniobras, objetivo).

- Tras el entrenamiento se realiza una serie de ejercicios completos que integran la sesión.
- Cada sesión tiene una duración de unos 20 minutos.
- Las sesiones se repiten cada día para asegurar continuidad en el aprendizaje hasta superar el nivel de partida y pasar al siguiente.

Figura 7. Validación en Aspace-Cantabria

Las pruebas de validación, con ciertas variaciones, se han realizado hasta ahora en los centros de parálisis cerebral tanto de la Fundación Gulbenkiam de Lisboa con el sistema inicial PALMA como de Aspace-Cantabria con el PALMIBER-A, demostrando la validez del concepto planteado y la potencialidad del sistema en el desarrollo integral del niño. Esto se ha conseguido principalmente por el diseño atractivo y la implementación de las estrategias activas y la adecuación de los modos de conducción asistida en función de las características y necesidades especiales de cada niño; todo ello en un ambiente de interacción con el entorno mediante algoritmos específicos y técnicas de control asistido (Figura 8).

Figura 8. Ejemplo de registro de datos de ejercicio de evaluación

4. Conclusiones

A modo de resumen y conclusión se presentan las características del sistema desarrollado:

- Versatilidad (interfaz, conducción, posturas)
  - Interfaz usuario adaptado y configurable (problemas de manipulación).
  - Diferentes niveles de autonomía en la conducción (grado desarrollo intelectual-destreza).
  - Detección de objetos circundantes (comunicación-actuación).
  - Modularidad y compatibilidad en los diferentes subsistemas electrónicos
  - Aspecto lúdico y atractivo
  - Ergonomía
  - Alta maniobrabilidad
  - Autonomía (> 5 horas)
  - Interfaz educador simple y de amplias prestaciones.
  - Tracción eléctrica regulable en velocidad.
  - Características preindustriales (coste, robustez, fiabilidad, apariencia)

Figura 9. Vehículo PALMIBER B

Agradecimientos

Los autores desean expresar su agradecimiento a los programa CYTED y PROFIT, así mismo al Consorcio PALMA, a los centros Centimfe y ASPA-

CE-Cantabria por su contribución o apoyo en las diferentes etapas de los trabajos de investigación presentados.

5. Referencias

R. Ceres, J.L. Pons, L. Calderón, A. R. Jiménez, L. Azevedo PALMA, a robotic vehicle for assisted mobility of disabled children IEEE Engineering in Medicine and Biology vol 24, # 6, nov-dec-2005, pp 55-63

Azevedo, L. A model based approach to provide augmentative mobility to severely disabled children through assistive technology. Tesis. Universidad del País Vasco. 2006.

Cerebral Palsy Among Children, Department of Health and Human Services, available at http://www.cdc.gov/ncbddd, last accessed January 2005.

Bourhis G. And Agostini Y. "The VAHM robotized wheelchair: System architecture and human man-machine interaction" Journal of Intelligent and Robotics Systems. Vol 22, nº 1, 1998, pp39-50.

Hoyer H. and Borgolte U. " OMNI: Results and outlook- Conclusions from a successful project". Proc 1st MobiNet Symp. : Mobile Robotics Technology for Health Care Services (S.G. Tzafestas, N. Katevas, D. Koutsouris, eds) Athens, Greece, May 1997, pp 101-114.

Ettelt E., Furtwangler R., Hanebeck D. and Schmidt G. "Design Issues of a Semi-Autonomous Robotic Asistant for Health Care Environment" Journal of Intelligent and Robotics Systems, 22: 191-209, 1998.

Verburg G., Kwee H., Wisaksana A., Cheetham A. and van Woerden J.A. "MANUS: The evolution of an assistive technology" Technology and Disability, vol 5, nº 2 pp217-228, 1996.

Nisbert P., Craig J., Odor P. and Aitken S. "Smart wheelchairs mobility training". Technology and Disability. 1996 Elsevier Science

G. Wasson, J. Gunderson, and S. Graves. Effective shared control in cooperative mobility aids. Proceedings of the Fourteenth International Florida Artificial Intelligence Research Society Conference, 1:1 – 5, January 29 2001.

M. Hans, B. Graf, and R. Schraft. Robotics home assistant care-o-bot: Past – present – future. In *Proceedings of ROMAN'02*, 2002.

Abellanas, A., Frizera Neto, A., Ceres, R., Raya, R., Calderón, L. Ultrasonic time of flight estimation in assistive mobility: improvement of the model-echo fitting. Proceedings of the 22nd international conference EUROSENSORS, 2008.

Metodología para el diseño de ayudas técnicas mecánicas, ergonómicas e innovadoras para usuarios de silla de ruedas: caso de desarrollo, pupitre para usuarios de silla de ruedas

David Leonardo Hurtado Martínez[1], Robert Eduardo Cooper Ordoñez[2]
[1]Universidad Autónoma de Occidente/Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica: Calle 25 # 115 - 85 Km. 2 Vía Cali - Jamundí. Cali, Colombia, Tel.: 57 (2) 3188000 ext 11855, david_leo.hurtado@uao.edu.co
[2]Universidad Autónoma de Occidente/Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica: Calle 25 # 115 - 85 Km. 2 Vía Cali - Jamundí. Cali, Colombia, Tel.: 57 (2) 3188000 ext 11343, recooper@uao.edu.co

Resumen

El presente trabajo presenta una metodología llevada a cabo para el diseño de ayudas técnicas mecánicas, ergonómicas e innovadores en usuarios de silla de ruedas y como ejemplo se muestra diseño de un pupitre portátil para usuarios de silla de ruedas. La metodología se basa en los conceptos de diseño concurrente, diseño orientado en el usuario, diseño universal y ergonomía para la rehabilitación. Esta propuesta comprende cinco fases: Caracterización de la población, definición de la problemática, diseño conceptual, diseño de mecanismos y estructuras; y por último, pruebas y rediseño. En cada fase se contextualiza con los obejtivos de la misma, se presentan herramientas para lograr dichos objetivos y se exponen los resultados esperados. Como conclusión, el pupitre portátil presentó una buena aceptación por parte de los usuarios y cumple con los objetivos planteados. Este ejemplo de diseño se caracterizó por su interdisciplinariedad y estar siempre retroalimentado por los usuarios y expertos.

Palabras clave: Silla de ruedas, ayuda técnica, pupitre portátil, ergonomía.

1. Introducción

El presente trabajo presenta una metodología llevada a cabo para el diseño de ayudas técnicas (AT) en usuarios de silla de ruedas (USR) con las siguientes características: que su principio de funcionamiento sea mecánico, que se apliquen conceptos de la biomecánica y ergonomía propios de la población USR y que sea innovadora. El caso que aquí se muestra es el diseño de un pupitre portátil para ser adaptado a varios tipos de sillas de ruedas manuales. Este proyecto surgió como respuesta a la necesidad identificada en su población de estudiantes USR por la dirección de Bienestar Universitario de la Universidad Autónoma de Occidente y que fue planteada al Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la misma universidad.

Según McLaurin (1998), el principal propósito de las investigaciones en sillas de ruedas (SR) se centra en su funcionalidad, específicamente en dos categorías: el confort del sentado y la movilidad. Como ejemplos de diseños de ATs mecánicas, ergonómicas e innovadoras para USRs se muestran el desarrollo de una órtesis de brazo funcional (Ramanathan et. al. 2000; Rahman et. al. 1996, 2000, 2007) y el desarrollo de una familia de silla de ruedas (Centro de Diseño y Desarrollo Integrado y la Tecnología de Chile, 2001). Los primeros diseñaron y evaluaron una órtesis de brazo funcional la cual se monta en la SR y permite un balance gravitacional del miembro superior por medio de elementos elásticos. Los segundos evaluaron y diseñaron una familia de silla de ruedas bipedestadoras con el propósito de exportación, uniendo la empresa privada y la universidad.

Estos diseños se basan principalmente en la aplicación de conceptos comunes tales como el diseño concurrente, el diseño universal, el diseño orientado por el usuario, y la ergonomía para la

rehabilitación, concepto este fusionado de dos disciplinas con un objetivo similar: aumentar el desempeño estudiando la interacción entre la persona, entorno y actividad con metodologías similares (Kumar, 1989). El DuocD y el INTEC (2001) presentan además una metodología para el diseño y manufactura de AT en las PYMES teniendo en cuenta los conceptos antes mencionados.

2. Metodología y desarrollo

La metodología propuesta comprende 5 fases: Caracterización de la población estudio, definición de la problemática, diseño conceptual, diseño de mecanismos y estructuras, y por último, pruebas y rediseño. A continuación, se describen los objetivos de cada fase, algunas de las herramientas más apropiadas y los resultados que se esperan de cada una de ellas. Se describe el proceso llevado a cabo y los resultados obtenidos para el diseño de un pupitre portátil para USR. La figura 1 ilustra la metodología propuesta, dando énfasis en la concurrencia de las fases del diseño. Este no es un proceso lineal sino que cada fase se entrelaza con las demás.

2.1. Caracterización de la población

En esta fase se propone realizar un estudio etnográfico de la población USR a utilizar la ayuda técnica. Como resultado se debe obtener los objetivos de diseño de la AT a desarrollar y un mayor conocimiento de las debilidades y fortalezas de la población. Berhman (1998) propone, para identificar las necesidades de un USR, una evaluación del perfil médico que comprende la historia clínica y evolución física del USR; así mismo, una evaluación del perfil personal, que comprende una historia social/objetivos del usuario, evaluación de habilidades funcionales y evaluación del entorno. Adicionalmente a lo sugerido por este autor, se propone la revisión en la literatura sobre estudios realizados a la población objetivo y proyectos o desarrollos similares. Como resultado de esta fase se espera obtener características específicas de las personas (física, cognitiva, ocupacional), el entorno (forma, dimensiones, resistencia) y las actividades (intensidad, tipo, frecuencia) a optimizar, así como su interacción.

En Santiago de Cali, los estudios que caracterizan la población en situación de discapacidad (PSD) no consideran en sus reportes la utilización o no de una SR (CRRV et. al., 2006). Por tal motivo, se dificulta conocer la problemática específica de esta población para posteriormente proponer soluciones eficientes y eficaces a sus necesidades. De un total de 22.062 PSD un 39,06 % presenta problemas motrices y se reconoce que solo el 20,77 % de las PSD está cursando secundaria, educación superior o postgrado. La tercera causa por la cual estas personas no estudian es por los costos elevados que requiere dicha actividad. Entre estos costos esta la inadecuación del entorno físico para desenvolverse (CRRV et. al., 2006). Los USR hacen parte de esta población que no encuentra un entorno físico y social adecuado para su desenvolvimiento diario.

Diferentes autores coinciden que cuanto mayor sean los requerimientos del cuerpo y cuanta más energía se invierta en procesar estímulos corporales para obtener una mejor postura, mayor será la demora de la adquisición del aprendizaje de un estudiante con alguna discapacidad motora (Correa et al. s. f; Kepart, 1972; Quiros et al., 1990 y Cardona et al. 2000). Por tal razón, una deficiente postura al realizar actividades académicas y de la vida diaria genera un decremento en el rendimiento académico y de la calidad de vida de la persona. Por tal motivo se propuso como objetivo diseñar una AT para reducir las incomodidades presentes en los estudiantes USR y como referencia se consideraron universitarios principalmente. Para el diseño del pupitre se realizó un estudio postural cuando los USR realizan la escritura, un estudio antropométrico y un estudio de necesidades. Esto se hizo con la colaboración de usuarios objetivo, fabricantes de SR, terapeutas ocupacionales, diseñadores y otros expertos. Como antecedentes de una AT similar se tiene el diseño y evaluación de un mobiliario escolar específico para estudiantes con discapacidad motórica (Cardona et. al. 2000).

Como resultado de esta fase se encontró que de 14 usuarios solo 1 tenía una ayuda técnica para actividades académicas. Ellos manifiestan incomodidades a la hora de tomar apuntes en el salón

de clase. Los factores de riesgo biomecánicos encontrados por la ausencia de una AT fueron: a) el aumento de fuerzas compresivas y crónicas sobre los discos en la parte cóncava por una posición flexionada del tronco; b) fatiga muscular por posiciones de segmentos encontradas por fuera de los rangos de confort; c) el aumento de presión por la disminución del área de contacto de los glúteos con la silla al desplazar su centro de gravedad, pudiendo generar escaras en sus miembros inferiores. A esto se suma la ausencia de un área adecuada para colocar sus implementos de estudio.

También se identificaron diferentes dificultades funcionales de los usuarios como fuerzas disminuidas, deformaciones en las manos, control de tronco alterado, perdida de percepción de dolor en miembros inferiores y espasticidad, entre otras.

Se midieron además 20 variables antropométricas y cinco dimensiones de la SR en 11 usuarios. Las medidas antropométricas dieron una idea de las dimensiones corporales y de la SR. Se indagó además por el tipo de actividades diarias, frecuencia y tiempo; estrato socioeconómico, expectativas de vida, hobbies y demás información que permitiera dar una idea general de la población.

Con toda esta información se obtuvieron los siguientes parámetros que permitieron definir los objetivos de diseño (Hurtado y Cooper, 2007):

- Que permita una postura correcta
- Que sea práctico al utilizarlo
- Que inspire independencia e inclusión al usuario
- Que sea versátil tanto para su instalación como para el tipo de actividades
- Que su costo sea asequible.

2.2. Definir la problemática

En esta fase se toman los objetivos definidos en la etapa anterior para traducir los requerimientos del cliente a especificaciones técnicas de diseño. También, se descompone la problemática general en subproblemas específicos a solucionar. Como herramienta metodológica se propone utilizar lo recomendado por Cooper (1995) para el diseño de AT, esto es, la utilización del método Despliegue de la Función de Calidad (QFD por sus siglas en ingles) para definición de especificaciones de diseño. Para la definición de la función, que es la solución a una problemática planteada, Ulrich (2004) recomienda un esquema de caja negra. El resultado esperado es la definición de la problemática en términos de las especificaciones de diseño y de la función que debe cumplir la AT.

El problema a solucionar es la postura del USR en actividades de mesa. Para su solución se propuso una descomposición funcional del producto por medio del esquema de caja negra considerando acciones del usuario y secuencias de uso, tal como se muestra en la Figura 2. Se plantearon entonces cinco acciones: a) Instalar-desinstalar el pupitre a la SR, b) sacar-guardar el pupitre, c) recoger utensilios caídos, d) soportar la actividad manual y e) trasladarse de la SR a otro lado. En la propuesta se combinan las acciones de trasladarse de la SR y de recoger utensilios caídos dado que se puede solucionar proponiendo un mismo concepto. En la Figura 2 las flechas continuas indican la secuencia de las actividades y las punteadas la interacción con la persona o con el entorno.

Para la traducción de los objetivos, obteniendo las especificaciones de diseño preliminares para el pupitre portátil se utilizó el esquema de la Casa de la Calidad del método QFD. Cada una de las especificaciones de diseño da respuesta a uno o varios de los objetivos de diseño definidos. Las más importantes según su ponderación fueron: el área horizontal de la base (16,7%), grosor de la base (10,5%) y cantidad de sillas adaptables (8,1%).

2.3. Diseño conceptual

En esta fase se proponen varias alternativas de solución a cada una de las actividades planteadas en la descomposición funcional y se arman uno o varios conceptos de la AT por medio de su viabilidad y factibilidad de acuerdo a los objetivos de diseño planteados. Moreno et al. (2008) proponen una tabla de combinación de conceptos como guía para la selección de los más apropiados. Como resultado de esta fase se presenta el diseño formal del producto, el cual consta de secuencias de uso y movimientos del sistema, arquitectura de la AT, interacción con el usuario y plante-

amiento de geometrías, materiales, texturas, acabados y colores.

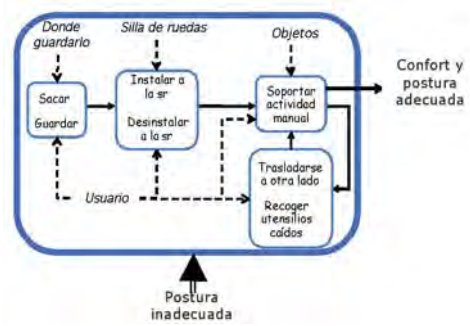


Figura 2. Descomposición funcional por medio de acciones del usuario y secuencias de uso. (La secuencia de uso se determina por las flechas enteras. Las flechas punteadas indican la interacción con el entorno de la función del pupitre)

Para el pupitre se realizó una búsqueda de alternativas tanto externas (productos comerciales, base de datos de patentes, productos con funciones similares) como internas (lluvia de ideas y analogías con el equipo de diseño). Por cada actividad identificada se propusieron 16 combinaciones de conceptos para al final el equipo de diseño seleccionar una (1) alternativa con ayuda de una tabla de combinación de conceptos, de los cuales se realizaron los bocetos a mano alzada. La alternativa inicialmente escogida consta de un punto de sujeción mecánica al tubo del espaldar de la SR y una base (mesa) entera traslucida con posibilidad de doblez de una base auxiliar y posibilidad de rotación de la base y del descansa-brazos.

Las especificaciones finales del producto, específicamente las biomecánicas y antropométricas, se determinaron por medio de las relaciones dimensionales del puesto de trabajo y se incluyeron en el esquema de la Casa de la Calidad. Los valores fueron propuestos tomando como referencia algunos autores (Troy et al. 1995, Snidien 2004), con productos comerciales, con la ayuda de modelos ergonómicos como el de Área Horizontal Normal de Trabajo propuesto por Wang (1999), que se tradujo en el área de la base del pupitre con la utilización de las dimensiones del brazo, antebrazo y mano de los USR del estudio antropométrico realizado (Hurtado et. al, 2007) y simulaciones con el software ManneQuinElite V1.3 para las dimensiones de la escotadura.

Se analizó la arquitectura que tendría el pupitre con bocetos más detallados del concepto analizando las secuencias de uso como también se fabricaron modelos frágiles de cartón, plastilina y madera principalmente para comprobar dimensiones y secuencias de uso. Se realizó un renderizado en 3D para la presentación formal del pupitre usando un paquete CAD (SolidWorks v.2007)

2.4. Diseño de mecanismos y estructuras

En esta fase se diseñan los mecanismos y estructuras que le dan soporte al pupitre y le permiten realizar las secuencias establecidas. Para ello se realizan desde bocetos conceptuales hasta la fabricación de prototipos duros y funcionales. Se utiliza la función de desempeño en la cual se busca un equilibrio entre funcionalidad, geometría y material del mecanismo o estructura. Echavarría et al. (2008) propone una metodología para el diseño de piezas de prueba para rehabilitación física por medio de CAD/CAM/protipado rápido/CAE. Como resultado se obtiene un prototipo alfa, integral y funcional de la AT.

Para el pupitre portátil, objeto de este estudio, se establecieron tres mecanismos para generar su función de movimiento: mecanismo de sujeción

Figura 3. Evolución del diseño del mecanismo para sujección a la SR

para fijar el pupitre a la SR, mecanismo de bisagra doble para permitir el giro sobre dos ejes y un mecanismo de bisagra de seguridad en pasos angulares para permitir el armado de la base auxiliar. Así mismo, se establecieron tres estructuras: apoya – brazos, base principal y base auxiliar, estas dos últimas fabricadas en acrílico para el prototipo, cumpliendo la especificación de translucidad para estar pendiente de la ubicación de sus miembros inferiores y evitar puntos de presión que sean susceptibles a ulcerarse, sin embargo se planteó utilizar policarbonato que es un poco más liviano y resistente al rayado.

El prototipo alfa (prototipo integral con materiales y procesos de manufactura similares a los del producto final) se desarrollo en varias etapas, iniciando por la propuesta de una geometría específica utilizando un software de diseño para métrico (SolidEdge v.20) al tiempo que modelos de plastilina eran usados para pulir dichas geometrías. Cálculos de resistencia de materiales, rigidez, deflexión y deformación fueron usados para estimar dimensiones generales, puntos de apoyo así como las geometrías de las piezas. Una vez que el software permitió dimensionar las piezas y por simulación se verificaron los movimientos, estos primeros prototipos fueron llevados a una impresora 3D para prototipado rápido (Dimension SST-1200 es) y se obtuvieron piezas en material ABS. La integración de las estructuras y mecanismos se realizó empleando tanto piezas en ABS como en madera.

Luego de verificar la interacción entre las piezas, sus movimientos relativos, ajustes y corregir algunas dimensiones sobre todo en lo que se refiere a ángulos de inclinación y desplazamientos, se construyó el modelo con piezas de madera, acrílico y aluminio, lo que proporcionó buenas bases para evaluar los procesos de manufactura que serían empleados en la fabricación en serie de las piezas para hacerlo de una forma sencilla y a un costo razonable.

A manera de ejemplo se muestra en la Figura 3 la evolución del mecanismo de sujeción para fijar el pupitre a la SR, desde su concepción hasta la fabricación para pruebas.

2.5. Pruebas y rediseño

En esta fase se propone realizar una retroalimentación con usuarios y expertos en diferentes etapas del diseño de la AT, definiendo en cada prueba el objetivo de la misma. Ulrich (2004) propone desde entrevistas, sesiones de grupo, presentaciones del producto hasta pruebas funcionales del mismo. Como resultado de esta fase se definen desde cambios de la arquitectura del diseño, cambios conceptuales de los mismos y hasta identificación de necesidades latentes u ocultas para oportunidad de otro tipo de actividades susceptibles de suplir.
Se realizó una sesión de grupo con los siguientes con los objetivos de evaluar la aceptación del pupitre por el usuario y proponer mejoras al pupitre desde diferentes disciplinas que aportan al desarrollo de producto. A la actividad asistieron cinco USR. Se les preguntó datos generales del uso de la SR y se clasificó de acuerdo a la Norma Técnica Colombiana para la clasificación de SR (NTC 4268). También se tuvo la presencia de 14 invitados interesados en el diseño de AT de diferentes disciplinas: terapia ocupacional, ingenierías biomédica, electrónica, mecánica; diseño industrial y gráfico. La Figura 4 muestra la sesión de grupo realizada.

Figura 4: Sesión de grupo para las pruebas del pupitre portátil con usuario usándolo

Para comprobar la funcionalidad ergonómica del puesto de trabajo se propone una prueba piloto utilizando el pupitre portátil y escribiendo antes y después de utilizarlo. El protocolo de pruebas se estableció con la referencia del método Ovako

Working Analisis System (OWAS) para la evaluación de la carga postural en el trabajo (Karhu et. al., 1977) y por medio de videografía con el software Simi Motion, teniendo en cuenta la utilización de nueve marcadores anatómicos, dos en la SR y uno en el pupitre. Con esta información se podrá determinar cuantitativamente la mejora postural por medio de la posición de los segmentos corporales dentro del rango de confort.

4. Resultados preliminares

Hubo buena aceptación del producto por parte de los participantes y usuarios, les pareció atractivo a la vista, agradable para utilizar y lo vieron como una herramienta necesaria para solventar una problemática en las universidades, como lo es la falta de elementos de apoyo para dichos estudiantes. Se propusieron diferentes rediseños, principalmente de la vos de los usuarios en la sesión de grupo, tipo de manufactura de piezas, y evaluación mecánica de los prototipos. Los rediseños son: Mecanismo de sujeción a la SR, actividades identificadas para realizar con el pupitre como alejar la base de apoyo sin desmontarla para colocar los instrumentos para realizarse cateterismo y poder orinar; dimensiones a considerar, como varias longitudes del tubo soporte; diferente modo de ejecución de acciones establecidas, por ejemplo, un usuario pudo guardar el pupitre portátil en un bolsillo que tiene su SR en la lona del espaldar. Las pruebas funcionales están pendientes de hacerse. La Figura 5 muestra a dos usuarios utilizando el pupitre portátil.

3. Conclusiones

Se describió la metodología para el diseño de AT para USR cuyo principio es mecánico, con la ergonomía específica de la población e innovadoras. Como caso de estudio se presentó un pupitre portátil para USR. Este concepto se caracterizó por la constante retroalimentación con usuarios en diferentes fases de diseño obteniéndose una buena aceptación por parte de los mismos. También se generó la solución desde un enfoque interdisciplinar, teniendo la colaboración de diferentes profe-

Figura 5: Usuarios usando el pupitre portátil

sionales que interactúan en el diseño de AT. Se consideraron además concepciones claves en cuanto a la ergonomía de los USR incluyendo las SR como parte anatómica de la persona (Hurtado, 2008) para proponer una solución que se adapte a la situación del usuario y no al contrario. La concurrencia de la metodología presentada permite ser flexibles en la toma de decisiones y cada vez retroalimentar el proceso para la búsqueda de la solución adecuada.

Después de comprobar la funcionalidad con las pruebas posturales, se tiene establecido realizar un estudio de mercado, técnica de comercialización y diseño para la manufactura con el propósito de ver realidad la implementación de la AT. Actualmente con la Universidad Autónoma de Occidente se están realizando los trámites de patente de uno de los mecanismos y de modelo de utilidad para el diseño del pupitre propuesto.

5. Referencias

Behrman, A. Factors in functional assessment: Clinical perspectives on wheelchair selection. En: Journal of Rehabilitation Research and Development. Vol. 3, No. 2 (1998), p 17 – 29.

DuocC e INTEC. Caso de Estudio: Silla de Ruedas. En: Aplicación del diseño concurrente en la PYME chilena: desarrollo y manufactura de ayudas técnicas. Santiago de Chile: Proyecto FDI C699-TC02, 2001.

CRRV; DANE, Alcaldía de Santiago de Cali. Caracterización de la población con discapacidad en Santiago de Cali. Cali: CCRV, 2006. p. 5.

Cardona M; Gallado V y González, M. Mobiliario escolar específico para alumnado con discapacidad motora. Proyecto de investigación educativa. Equipo de Discapacidad Motórica. En: Congreso Educar “La ciudad educadora”. Málaga, 2002

Cooper, R. Rehabilitation Engineering Applied to mobility and manipulation. Boca Ratón: Medical Science Series. University of Pittsburg. 1995.

Correa J, Molina S, Villa L. Orientaciones pedagógicas para la atención a estudiantes con discapacidad motora [en línea]. Ministerio de educación nacional. [Consultado junio de 2006]. Disponible en Internet: http://www.discapacidad. gov.co/d_interes/men/limitacionmotora.pdf

Echavarria A, Monsalve E, Ramírez J, Giraldo J. Aplicación de las técnica CAD/CAE/Prototipado rápido y fundición de precisión en la fabricación de piezas de prueba para rehabilitación física. Memorias IV Congreso Iberdiscap: Tecnologías de apoyo a la discapacidad (2008); p. 296 – 299.

Hurtado D., Ortiz T.; Duran F.; Ágredo W. Anthropometric pilot study of 11 permanent university wheelchair users in Santiago de Cali: application for the designing of spaces and devices. En: X Congreso Internacional de Ergonomía. Cd de Juarez, México. 2008. Proccedings of the Tenth International Ergonomics Conference (2008), p. 24 – 29.

Hurtado D., Cooper R. Diseño y construcción de un pupitre ergonómico adaptable para usuarios universitarios de silla de ruedas permanente. La biomecánica al servicio de la ergonomía específica En: Foro: un camino hacia la educación superior inclusiva, 2007, Bogotá.

Hurtado DL. Caracterización postural y antropométrica para su aplicación en el diseño conceptual de un pupitre ergonómico adaptable para usuarios universitarios de silla de ruedas permanente de Santiago de Cali. Trabajo de grado (Ingeniero Biomédico). Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de Ingeniería. Departamento de Automática y Electrónica. Cali, Colombia 2008.

karhu O., kansi P. y Kuorinka I. Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. En: Applied Ergonomics Vol. 8 (1977), p. 199-201

Kumar S. Rehabilitation and Ergonomics: Complimentary disciplines, Canadian Journal of Rehabilitation, vol. 3, (1989) p. 99-111.

McLaurin C. Current Directions in Wheelchair Research. En: Journal of Rehabilitation Research and Development. Vol. 3, Sup. 2 (1998); p. 88 – 10.

Moreno J, Gallego J, Pons J. Criterios de fiabilidad de la interacción física en robots de recuperación de marcha. Memorias IV Congreso Iberdiscap: Tecnologías de apoyo a la discapacidad (2008); p. 296 – 299.

Rahman T, Stroud S, Ramanathan R, Alexander M.A, Seliktar R, Harwing W. Consumer criteria for a arm orthosis. Technologic Disability Journal., Vol.: 5, no. 2 (1996) p. 197 – 203.

Rahman T, Sample W, Seliktar R, Scavina M.T, Clark A.L, Moran, K and Alexander M.A. Design and Testing of a Functional Arm Orthosis in Patients with Neuromuscular Diseases. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. Vol. 15, Issue:2 (2007) p. 244 – 251.

Rahman T, Sample W, Seliktar R, Alexander M.A, Scavina M.T. A body-powered functional upper limb orthosis. Journal of Rehabilitation Research and Development. Vol.: 37 No. 6, (2000); p. 675-680.

Ramanathan R, Eberhardt S, Rahman T, Sample W, Seliktar R, Alexander M.A. Analysis of arm trajectories of everyday tasks for the development of an upper – limb orthosis. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. Vol.: 8 No. 1, (2000); p. 60-71.

Troy B; Cooper R; Robertson R; Grey T. An analysis of working postures of manual wheelchair users in the office environment. En. Journal of Rehabilitation Research and Development. Vol 34, No. 2 (1997) p. 151 – 161

Ulrich K, Eppinger S. Diseño y desarrollo de productos: enfoque multidisciplinario. 3 ed. México, D. F.: McGraw Hill, 2004. 365 p.

Wang Y, Das B y Sengupta A. Normal horizontal working area: the concept of inner boundary. En: Ergonomics. Vol. 42, No. 4 (1999); p. 638 – 646.

Dispositivo de rehabilitación de falanges del sistema robótico AUPA para miembro superior

Luis M. López, Jose Mª Sabater, Fco. Javier Badesa, Jose Mª Azorin, Carlos Pérez, Eduardo Fernandez
Universidad Miguel Hernández: Avda. de la Universidad s/n (edif. Quroum V),
03202, Elche, España. (+34)966658426
{llopez, j.sabater; fbadesa, jm.azorin, carlos.perez, eduardo.fernandez }@umh.es

Resumen

Este trabajo describe el diseño y desarrollo de un dispositivo robótico que realiza una extensión pasiva de falanges de miembro superior en una persona con lesión motora debido a un accidente cerebrovascular. Las secuelas de esta enfermedad de carácter sobrevenido implican en la mayoría de pacientes un cierto grado de dependencia en actividades de su vida diaria, por lo que el principal objetivo es recuperar el miembro dañado y conseguir el mayor grado de recuperación funcional. Este dispositivo lleva a cabo el movimiento de extensión de falanges por medio de un elemento cónico sobre la parte palmar de la mano describiendo una trayectoria helicoidal particularizada para cada dedo. De esta forma el movimiento de cada falange es independiente, aunque el sistema sólo tenga un grado de libertad activo. El dispositivo se ha diseñado para ser el efector final del sistema robótico AUPA para aplicación de las terapias de rehabilitación de facilitación propiocepticas (FNP) a miembros superiores.

Palabras clave: rehabilitación robótica, ACV, extensión de falanges.

1. Introducción y contenidos

La Organización de Naciones Unidas define para las personas con discapacidad la rehabilitación como un proceso de duración limitada y con un objetivo definido, encaminado a permitir que una persona con una deficiencia alcance un nivel físico, mental y/o social óptimo, proporcionándole así los medios de modificar su vida, [1]. Es un hecho en países industrializados los elevados índices del llamado accidente cerebrovascular (ACV), enfermedad crónica de carácter sobrevenido la cual adquiere gran relevancia para la salud pública por la complejidad de sus secuelas además de sus múltiples repercusiones en el plano familiar, sanitario, social y económico.

Numerosos dispositivos asistidos han sido diseñados para la rehabilitación de miembro superior, los cuales ofrecen una terapia de movimiento repetitivo y muestran resultados clínicos satisfactorios para este tipo de pacientes.

Dispositivos exosqueletos como RiceWrist [5] son usados en estas terapias de rehabilitación, siendo cada vez menos pesados y voluminosos. El diseño cinemático de este dispositivo háptico, permite una reproducción de los movimientos de la muñeca y el antebrazo de una persona humana. En [6] se propone un sistema de realidad virtual completo de rehabilitación y diagnóstico, basado en CyberGlove y Rutgers Master II-ND. Otros sistemas han encontrado en actuadores neumáticos aplicaciones para rehabilitación robótica [3]. CRAMER aplica un mecanismo paralelo para asistir con 3 GDL movimientos de la muñeca y el antebrazo [7]. Dispositivos que incluyen rehabilitación de falanges adquieren elevada complejidad mecánica. HWARD [2] es un dispositivo diseñado para extender la muñeca y ejercer una apertura de la mano. De manera similar, Mentor [4] ofrece de una manera activo-pasiva movimientos repetitivos en falanges y muñeca, proporcionando resultados de rango y resistencia al movimiento.

El objetivo principal de este estudio es el desarrollo de un dispositivo de alta simplicidad mecánica que realice una extensión pasiva de las falanges de miembro superior de una persona que presen-

te una lesión neuromuscular a nivel motor. Este dispositivo aporta una mejora fundamental en la aplicación robótica de técnicas de facilitación propioceptiva, ya que hasta ahora no existen dispositivos sencillos que se incorporen al extremo final de sistemas robóticos de rehabilitación. Se desea ejercitar este patrón de movimiento de una manera repetitiva para conseguir una mejora en dicho elemento anatómico distal.

2. Metodología

2.1. El sistema AUPA

Dentro del Laboratorio de Robótica y Realidad Virtual de la Universidad Miguel Hernández, se dispone de un sistema robótico para utilizarse en tareas de rehabilitación motora de miembros superiores.

El sistema AUPA está formado por un sistema robótico para el control del movimiento de la mano del paciente-usuario. La configuración del sistema es tal que los brazos robóticos y el brazo del paciente forman una cadena cinemática cerrada que se extiende desde la base del robot hasta una posición distal en la que se ubica un sistema de amarre para la colocación de la mano del paciente y continúa hasta la posición proximal del brazo del paciente. La cadena continúa con el brazo del paciente y se cierra con un segundo brazo articulado diseñado para guiar el codo del paciente.

El paciente ubica su mano en el módulo colocado en el extremo distal. En este módulo, la redundancia cinemática diseñada permite independizar las subcadenas, lo que quiere decir que el robot puede mover toda su cadena cinemática, excepto el módulo donde se ubica la mano del paciente mientras este módulo permanece sin movimiento. Esta importante característica representa una mejora en el confort y seguridad del paciente y del fisioterapeuta. Si debe realizarse un determinado movimiento, la cadena cinemática del robot puede moverse independientemente, permitiendo evitar colisiones y situaciones incómodas para el fisioterapeuta. Por otra parte, destacar que el paciente no necesita cambiar su posición u orientación, por lo que es el brazo del robot el que se adapta a la ubicación de la mano del paciente.

Podemos ver en la figura 1 una vista en perspectiva del concepto del sistema robótico para rehabilitación de miembros superiores. Se muestra una camilla, en la que el paciente se puede acostar o sentar. La cadena cinemática del brazo robótico está compuesta por varios módulos. Debe notarse que el brazo robótico presentado no es un robot tipo exoesqueleto ya que el único punto de contacto entre el brazo robótico y el paciente se encuentra en la llamada, hasta ahora, pinza. Podemos ver también, el segundo brazo robótico, para ubicar el codo del paciente.

Figura 1. . Boceto general del sistema AUPA

2.2. El sistema de rehabilitación de falanges

El diseño de este dispositivo está basado en el paciente, esto es, se desea que su uso sea lo más sencillo posible y con la menor molestia para el mismo. Bajo esta premisa, se diseña un elemento con geometría cónica para conseguir un movimiento helicoidal sobre la cara palmar de la mano que provocará la extensión de las falanges. En la figura 2 se observan dos posiciones que muestran su modo de funcionamiento: en una posición inicial los dedos se encuentran flexionados; posteriormente, cuando el cono empieza a contactar con la mano, se produce una extensión de las falanges.

El cono es único para cada persona, y por tanto, su forma es dependiente del daño y disposición que presenten sus dedos. Con ello, se analiza minuciosamente el estado la mano por parte de profesionales médicos y fisioterapeutas especia-

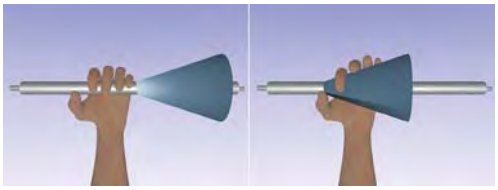


Figura 2. Detalle del modo de funcionamiento del elemento cónico

lizados en valoración del daño corporal, conocedores del espacio de trabajo y rango de dolor que el paciente puede experimentar en la tarea de extensión de sus falanges. De esta manera es posible datar los valores angulares de este movimiento de apertura en cada uno de los dedos, los cuales son moldeados sobre la superficie del cono según su avance. Se consigue una extensión progresiva de las falanges proximal, media y distal siguiendo el paso marcado sobre éste para evitar daño en el paciente y la flexión de las mismas involuntariamente debido a la lesión neuromuscular existente.

El sistema (figuras 3 y 4) está compuesto por los elementos que seguidamente se detallan:

- 2 actuadores DC-Micromotors Faulhaber 012CR. Estos motores se encuentran engranados para provocar un movimiento helicoidal.
- La tarjeta de control multiejes Galil Motion Control Series Accelera DMC-4080 .
- Cono fabricado con espuma de poliuretano.
- Husillo de bolas en miniatura, sobre el que se desplaza el cono para la extensión de las falanges.
- Un acoplamiento flexible entre el husillo y el motor.

Al final de cada una de las reductoras, se colocan los engranajes, lo que permiten el movimiento coordinado del sistema: un movimiento helicoidal. Los encoders fijos a los motores nos dan a conocer en todo momento su posición relativa. Entre el husillo y el engranaje de 80 dientes se sitúa el acoplador flexible para conseguir absorber la torsión que induzca posicionalmente el sistema. Dicho engranaje gira solidario al motor ya que se encuentra sujeto a la reductora del mismo. El engranaje de 50 dientes, colocado en el otro motor, gira según su eje de rotación. Con esta solución planteada, vamos a conseguir que el elemento cónico gire y se desplace las vueltas y la distancia deseada en el tiempo indicado. El movimiento traslacional es posible al movimiento del patín del husillo, unido al cono, y el de rotación por los engranajes. Notar que en esta figura 3 se observa el cono seccionado por su eje mitad para detallar como se encuentra sujeto al patín del husillo.

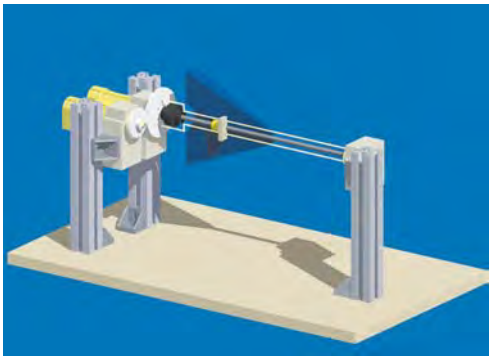


Figura 3. Sistema de extensión de falanges

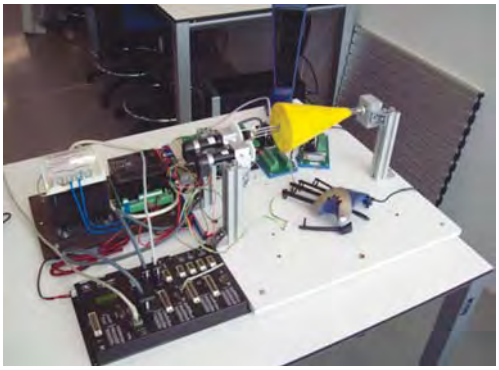


Figura 4. Set up experimental de el sistema de extensión de falanges

3. Resultados y discusión

La toma de datos con el dispositivo mecánico extensor de falanges ha sido realizada con cinco personas con mano sana. Por este motivo, no han sido generados los surcos sobre el elemento cónico. Puesto que la seguridad es un aspecto básico y de gran importancia tanto en esta terapia de

rehabilitación como en el diseño del dispositivo, la velocidad inicial de trabajo ha sido baja, y una vez comprobado su correcta ejecución, el ejercicio ha sido repetido de nuevo en un menor tiempo. Aún así, si alguno de los dos motores excede valores límite de par definidos, el dispositivo detiene su movimiento. Los valores indicados en el software creado para el movimiento helicoidal del sistema han sido un desplazamiento de 40mm en aproximadamente 16 segundos para completar el giro de una vuelta del elemento cónico.

En la figura 5 podemos ver los resultados de los valores medidos en el sistema. Estas gráficas exponen valores medios tomados en cada una de las cinco personas sin lesión motora alguna sobre sus manos.

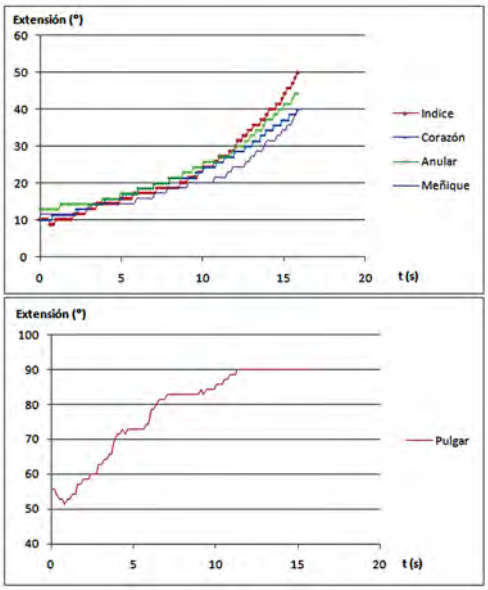


Figura 5. Gráfica extensión de falanges-tiempo

4. Conclusiones y trabajos futuros

Los datos presentados en la figura 5 son los correspondientes a la extensión de las falanges medidos con el guante de realidad virtual P5 Glove (mostrado en la figura 4). El conjunto de las falanges se encuentran en una posición inicial de flexión; valores aproximados alrededor de 10º. El movimiento del sistema se inicia, y en su transcurso se comprueba la extensión con valores entre 40º y 50º, dependiendo del dedo. Por separado, mostramos la extensión del dedo pulgar, ya que su disposición anatómica es distinta al resto tanto en la persona humana como en la colocación sobre el cono, lo que revela un rango de valores diferente.

El trabajo en el dispositivo mecánico para la extensión de falanges de miembro superior para personas con daño motor diseñado y desarrollado continúa para mejorar varios aspectos. Será necesaria la inclusión de un soporte cercano al complejo articular de la muñeca que sustente el peso de toda la extremidad superior. Para la prueba y toma de datos en pacientes serán creados diferentes elementos cónicos con espuma de polietileno que nos permita aprovechar sus excelentes propiedades con el fin de moldearlos de una manera individualizada. La terapia rehabilitadora en el miembro dañado deberá ser verificada por profesionales para ajustar el diseño del cono. Cabe destacar que el siguiente estudio de valores en la extensión de falanges será realizado con un sistema de seguimiento de puntos mediante cámaras infrarrojas, puesto que inicialmente se quería constatar la funcionalidad mecánica del sistema y la capacidad extensora del cono sobre la superficie palmar de la mano.

5. Referencias

[1] Organización Mundial de la Salud. www.who.int.

[2] C.D. Takahashi; L. Der-Yeghiaian; V.H. Le, S.C. Cramer. A Robotic Device For Hand Motor Therapy After Stroke. Proceedings of IEEE Rehabilitation Robotics, July 2005.

[3] Daisuke Sasaki; Toshiro Noritsugu; Masahiro Takaiwa; Hiroshi Yamamoto. Wereable Power Assist Device For Hand Grasping Using Pneumatic Artificial Rubber Muscle. Proceedings of IEEE EMBS, September 2004.

[4] E.J. Koeneman; R.S. Schultz; S.L. Wolf; D.E. Herring; J.B. Koeneman. A Pneumatic Muscle Hand Therapy Device. Proceedings of IEEE

Workshop on Robot and Human Interactive Communication, September 2004.

[5] Marcia K. O ?Malley; Alan Sledd; Abhishek Gupta; Volkan Patoglu; Joel Huegel; Charles Burgar, MD. The RiceWrist: A Distal Upper Extremity Rehabilitation Robot For Stroke Therapy. Proceedings of IMECE2006, November 2006.

[6] Sergei V. Adamovich; Alma S. Merians; Rares Boian; Marylin Tremaine; Grigore S. Burdea; Michael Recce; Howard Poizner. A Virtual Reality Based Exercise System For Hand Rehabilitation Post-Stroke: Transfer to Function . Proceedings of IEEE EMBS, September 2004.

[7] S.J. Spencer; J. Klein; K. Minakata; V. Le; J.E. Bobrow; D.J. Reinkensmeyer. A Low Cost Parallel Robot and Trajectory Optimization Method for Wrist and Forearm Rehabilitation using the Wii. Proceedings of IEEE/RAS-EMBS, October 2008.

SESIÓN 4

Rehabilitación y compesación motora y postural (2/2)

Posición sedente dinámica Sistema de mobiliario que favorece la posición sedente en niños con deficiencia motriz

Mónica P.González R[1], Carolina Parra[2], Adriana Rios[3], Liliana Álvarez[4], Cristina Vargas[5]
[1]Universidad de los Andes, Cra. 1ª. Este Nº 18 A – 70, Bogotá – Colombia, Tel: 339 49 49,
[2]Universidad del Rosario, Quinta de Mutis, Carrera 24 N° 63C-69, Bogotá – Colombia,
Teléfono: 3474570 / 3474560, mogonzal@uniandes.edu.co, cparracarol@gmail.com,
arios@urosario.edu.co, Julio de 2009

Resumen

Este proyecto de investigación consiste en el diseño de un mobiliario para favorecer la posición sedente dinámica de niños con deficiencia motriz, que deben realizar actividades en un tiempo de aproximado de 2 horas continuas. Se trata del diseño de un sistema que facilite y propicie el desarrollo de las actividades escolares para esta población. El mobiliario es el resultado de procesos de Investigación aplicada de diseño inclusivo. El trabajo se realizó con un equipo interdisciplinario en el cual participaron profesionales de las ciencias de la salud, ingeniería y biomédica. Como grupos focales se trabajó con niños con discapacidad motriz y miembros de la población que más contacto tiene con estos niños - enfermeras, niñeras, madres de familia y maestros- entre otros.

Palabras claves
Posición sedente, biomecánica, diseño inclusivo, mobiliario inclusivo.

1. Introducción y contenidos

Solución de diseño inclusivo

El proyecto presenta una solución de diseño innovadora (mobiliario) para atender los problemas más comunes que presentan los niños con deficiencia motriz; conseguir una posición sedente funcional; mejorar los niveles de funcionalidad motora en niños y mejorar su desempeño en las actividades escolares a través de una adecuada postura sedente. Se puede utilizar en el aula escolar, de rehabilitación y en el hogar.

En el Censo del año 2005 fueron identificadas en la ciudad de Bogotá un total de 331.301 personas con discapacidad, arrojando un índice de prevalencia del 4.9%. Por otro lado el Registro para la Localización y Caracterización de las Personas con Discapacidad, ha registrado 173.587 personas con discapacidad con una prevalencia de 2,6%.

De ésta población registrada, se identificó que un total de 20.522 corresponde a población infantil entre los 0 y los 14 años; de la cual, el 19,3% son niños menores de 4 años, el 36,4% son niños entre los 5 y los 9 años y el 44,3% son niños entre los 10 y los 14 años. Por otro lado, de las personas que presentan discapacidad, el 17,7% presentan dificultades cambiar y mantener las posiciones del cuerpo.

[1] DANE. Resultados preliminares de la implementación del registro para la localización y caracterización de las personas con discapacidad Bogotá. Bogotá, septiembre de 2007. Disponible en URL: www.dane.gov.co/files/investigaciones/discapacidad
[2] Idem

Necesidades emocionales de los niños con deficiencia motriz

Toda persona desde la edad infantil, debe lograr autonomía corporal y adquirir habilidades motrices que intervienen en la formación de la personalidad para continuar la vida como joven y adulto, y estar en capacidad de ganar autonomía, independencia y madurez , Novotny M. P. (1992).
El diseño de mobiliario para la población con discapacidad, usualmente ha sido liderado por profesionales de la salud, desde un enfoque funcionalista que busca el desempeño de la persona en cuanto al desarrollo de habilidades motrices y bienestar de tipo fisiológico.
El presente enfoque de diseño inclusivo de mobiliario para niños con deficiencia motriz favorece una interacción sustentada en la motivación y la autorrealización por el placer físico y social de utilizarlo. Genera confianza y promueve una imagen positiva que favorece su autoestima. Finalmente colabora en el desempeño de actividades cotidianas de estudio, ejercicios terapéuticos y entretenimiento, de manera placentera.
En Colombia existen políticas que promueven condiciones de accesibilidad e integración social para esta población (Ley 361 de 1997) así como una serie de normas técnicas sobre la accesibilidad del medio físico (vivienda, espacios públicos, etc.); sin embargo la población con deficiencia motriz y necesidades especiales aún tiene problemas de acceso, movilidad, permanencia y uso en diferentes espacios, debido a la escasez de lugares y mobiliario adaptados a sus necesidades y a costos accesibles para la población local.
Actualmente las instituciones de re-habilitación están adecuando sus espacios y objetos, a partir de las necesidades específicas de tratamiento que requieren estos niños. Procuran habilitar el mobiliario para las terapias pero no siempre cuentan con el conjunto de elementos idóneos para favorecer la interacción entre el equipo terapéutico y los niños con deficiencia motriz.
Por otra parte, una de las principales metas de los programas de rehabilitación consiste en lograr el mayor nivel de autonomía de los niños con deficiencia motriz, para que puedan acudir al colegio, continuar su desarrollo y ser incluidos en la sociedad. Finalmente el escaso mobiliario existente en el país es importado y de altos costos para la población.

Innovación centrada en los niños

El proyecto está dirigido a niños y niñas con deficiencia motriz, entre los 6 y los 11 años. Estos niños trabajan gran parte del tiempo en posición sedente, en actividades que involucran la manipulación de diversos objetos; esto incide en el control motor de cabeza, tronco y miembros superiores durante esta postura.
El mobiliario incluye factores antropométricos de la población infantil, requisitos de uso del sistema, y principios biomecánicos, funcionales y exigencias estructurales entre aquellos que exige la ley.
El producto con carácter inclusivo (para toda la población) está orientado a mejorar las condiciones actuales en un contexto social donde igualmente se planteen soluciones económicamente viables para pacientes, instituciones, mercado e industria.

Requerimientos de diseño

El sistema de mobiliario para posición sedente:

- Maximiza la capacidad motriz
- Normaliza el tono muscular y reduce reflejos anormales
- Promueve la simetría en la postura
- Mejora el funcionamiento respiratorio a través de una adecuada postura
- Maximiza las habilidades cognitivas
- Aumenta las habilidades visuales y de percepción

El diseño es de carecer inclusivo debido que posee ventajas tales como:
Es de uso simple, muy fácil de entender por el niño, por su maestro y cuidador, no requiere de un conocimiento previo para accionar los mecanismos de graduación, en cuanto a diferentes alturas de la silla, son fáciles de manipular con una sola mano.
En cuanto a la estética global del mismo, no pretende estigmatizar al niño con parálisis cerebral, en contraste, tiene un aspecto amigable e intere-

sante para todos los niños cuando se integre en un espacio social como un salón de clase (fig 1).
Asimismo, el diseño de la silla en su base facilita la accesibilidad de las piernas del niño, porque cuenta con una base de sustentación amplia que minimiza acciones accidentales por movimientos bruscos que se puedan presentar cuando el niño se siente solo.
De igual manera, en el uso, el diseño proporciona un esfuerzo físico reducido, es confortable y no genera fatiga ya que mantiene la cadera en una posición ideal como un suficiente apoyo para los muslos en la posición sedente.
Finalmente, el diseño es inclusivo, porque los niños con parálisis cerebral pueden utilizarlo para estudiar en un salón de clase con otros niños, porque ofrece eficiencia y confort, brinda la posibilidad de acceso a espacios sociales con otros niños sin necesidad de un cuidador permanente para lograr la posición sedente de manera autónoma.

Figura 1. Comunica sentimientos positivos, porque el diseño no tiene un aspecto clínico

Características, políticas y normatividad

El diseño del mobiliario cumple con las políticas de inclusión, aceptación y reconocimiento social de las personas con inhabilidad contempladas en la constitución nacional. El material y el diseño se rigen por la norma técnica NTC4732, sobre muebles escolares. biodegradable, que no genere calor, con resistencia a la carga de 136 Kg. Peso menor a 25 kilos.

Silla

- Dos tallas de muebles para niños y niñas de 6 a 8 años y de 9 a 11 años.
- Espaldar graduable en ángulo entre 100º y 105º.
- Asiento de soporte graduable.
- Superficies, uniformidad en los acabados (fig.2 y fig. 3).

Mesa

- Dos tallas de muebles para niños y niñas de 6 a 8 años y de 9 a 11 años
- Superficie de trabajo con ángulo de inclinación entre 30º y 45º, antideslizante Con resistencia a la carga de 100 Kg.
- Sistema de adecuación a diferentes alturas.
- Superficies transparentes y redondeadas.

Figura 2. Propuesta de diseño

Figura 3. Propuesta de diseño

2. Metodología

Descripción de materiales y métodos, análisis de la realización.
Se adelantó un proceso interdisciplinario de indagación teórica entre diseñadores, ingenieros mecánicos y profesionales de la salud para comprender la dimensión y el trabajo de las diferentes disciplinas en torno al logro del objetivo propuesto. Se planteó la implementación de modelos cualitativos y cuantitativos como una integración metodológica.
En la fase inicial se aplicaron herramientas metodológicas de acercamiento a la realidad y observación preliminar para contrastar las teorías sobre posición sedente. Se estudiaron niños con parálisis cerebral y deficiencia motriz que acuden a una de las instituciones participantes y se tomaron las características específicas niños que asisten a las áreas de pedagogía y de terapia ocupacional.
Los procesos de las fases generales de investigación fueron:

- Acercamiento: estudio de caracterización de usuario y entorno especifico.
- Evaluación de parámetros de diseño: identificación de requerimientos del sistema y conceptualización.
- Desarrollo de alternativas y modelos del sistema objetual.
- Realización de pruebas de laboratorio y materiales del sistema diseñado.
- Comprobaciones del sistema propuesto a escala real para evaluaciones con los usuarios.
- Desarrollo del prototipo final con materiales reales
- Proceso de producción del sistema objetual.
- Implementación del sistema en las instituciones colaboradoras.

3. Resultados y discusión

Diseño participativo

Para definir el diseño, se invitó a madres, padres, y cuidadores que dedican la mayor parte del tiempo en el desarrollo de actividades cotidianas con los niños con dificultad motriz en su nivel de funcionalidad y autonomía. Se implementó un cuestionario de sondeo (IBV), para obtener información sobre actividades cotidianas.
Se logró determinar que van al jardín escolar, desarrollan actividades lúdicas y de ocio con sus padres y dan continuidad a la terapia en casa. Se percibe la necesidad de mayor estabilidad, corrección de la postura, elementos que ayudan a que el niño con mayor funcionalidad, pueda bajarse de forma segura. Se evidenció la recursividad a la que acuden para mantener al niño sentado con elementos tales como: cojines, cobijas, correas y cinturones, debido a la carencia de seguridad que ofrece un mobiliario no adecuado a las condiciones de estabilidad y seguridad requeridas por esta población con deficiencia motriz, durante la posición sedente.
De acuerdo con los resultados arrojados por el cuestionario de sondeo -IBV-, utilizado para definir las características del producto, se concluyó que:
Según padres y terapeutas de los niños, opinan que los aspectos por mejorar son: la alineación postural para realizar actividades manuales en las que el niño sea más funcional, consideran importante la seguridad en el abdomen, soporte en los pies, una buena adecuación antropométrica, en cuanto a mecanismos, la graduación de la espalda, un cojín abductor de muslos, finalmente con respecto al material, de fácil lavado, confort térmico y todo el sistema liviano en general.

4. Conclusiones y trabajos futuros

Finalmente demostraron su interés, aportando ideas para mejorar el mobiliario y las ayudas utilizadas. Sugerencias como incorporar una mesa de soporte adecuada, y con material antideslizante, tener apoyabrazos, un soporte para control de cabeza, sistemas para asegurar al niño, espaldar graduable, entre otras.

Video grabación de actividades manuales

Se observó y se grabó un grupo de 8 niños con deficiencia motriz, para entender su desempeño en actividades manuales y sus posibilidades ante

exigencias académicas, desde la posición sedente, y el nivel de funcionalidad brindada por el mobiliario actual. Esto ayudó a comprender y registrar la funcionalidad de los niños durante las actividades y sus implicaciones en el control de cabeza, tronco y miembros superiores.

Problemas postulares: el mobiliario busca solucionar deficiencias encontradas gracias al acercamiento con la población y su desempeño en actividades cotidianas (fig.4).

- Hiperextensión del cuello.
- Falta de equilibrio y estabilidad en el tronco.
- Las piernas se aducen y rotan internamente, generalmente más la izquierda que la derecha.
- Espalda cifótica (excesiva flexión del tronco) para compensar la flexión insuficiente de caderas, imposibilitando la extensión completa de los brazos.
- Flexión de caderas insuficiente. (retroversión de la pelvis) deslizándose el niño/a hacia adelante sobre el asiento.
- Piernas con poca flexión y pies en plantiflexión.
- Dificultades para jugar y usar ambos brazos.
- La mayor parte del peso incide sobre la cadera menos afectada.
- Reacciones asociadas con flexión y pronación del brazo al realizar actividades con esfuerzo.

Figura 4. Problemas posturales con el mobiliario en las instituciones prestadoras de servicios de rehabilitación

5. Referencias

Bonilla Castro Elssy, Rodríguez Sehk Penélope. Más allá del dilema de los métodos. La investigación en las Ciencias Sociales. Ed. Uniandes. Grupo Editorial Norma. 2da Edición. Bogotá D.C. 1997.

Létourneau Joselyn. La caja de herramientas del joven investigador. Colección Ariadna. La Carreta Editores. E.U. Medellín 2007

Cadena Muñoz Jairo. Silla de ruedas para niños con Parálisis Cerebral. Tesis Ing. Mecánico. Universidad de los Andes. 1999.

Hopkins. H.L., Smith, H.D. Parálisis Cerebral Terapia Ocupacional, 8a Edición. Editorial Médica Panamericana Madrid; 1998.

Rincón Jorge, Robayo Aydee, Barrera Miryam, Myhr Ulla. Evaluación de la Posición Sedente en Niños Colombianos con Parálisis Cerebral. Capítulo. Sin más datos de publicación.

Secretaria Distrital de salud. U. Rosario.Guía para el otorgamiento de sillas de ruedas manuales y coches para niños: Prescripición, entrenamiento y cuidado. 2007

Sophie. Levitt. Tratamiento de la Parálisis Cerebral y del retraso motor. Ed. Médica Panamericana. 1982.

Myhr, Ulla. Factores de importancia sobre la posición sedente en niños con Parálisis Cerebral. 1994. Sin más datos de publicación.

IBV,Instituto de Biomecánica de Valencia. Page Alvaro. Nuevas técnicas para el desarrollo de productos innovadores orientados al usuario. 2001.

Velázquez Farrer Francisco. Manual de Ergonomía. Ed. Fundación MAPFRE. 1997

Revisión de las ayudas técnicas aplicadas a la movilidad para niños con parálisis cerebral

Abellanas[1], R. Ceres[1], A. Frizera[1], R. Raya[1], S. Bismuth[2]
[1]Instituto de Automática Industrial - Consejo Superior de Investigaciones Científicas.
Ctra. Campo Real km. 0.200, 28500 Arganda del Rey, Madrid, España.
E-mail {andres, frizera, ceres}@iai.csic.es
[2]Ecole Nationale Supérieurie d'Ingénieurs.

Resumen

La movilidad es una de las funciones esenciales para el desempeño de la actividad humana.
La parálisis cerebral presenta generalmente importantes restricciones motoras, limitando la función de la movilidad por trastornos neuromusculares que afectan al control del movimiento y de la postura.
En este trabajo se presentan las diferentes alternativas de metodologías y técnicas de apoyo a la movilidad en general y otras específicas para personas afectadas con parálisis cerebral. En este sentido se establece una clasificación que comprende elementos de mejora de la marcha natural, elementos de movilidad sustitutivos de la marcha y elementos rehabilitadores y/o de entrenamiento.
Como conclusiones se pone de manifiesto la escasez de sistemas avanzados de tipo activo en el sentido de aportar energía y de adaptarse dinámicamente a las necesidades cambiantes del binomio persona-entorno. Al mismo tiempo, existen un gran número de dispositivos con prestaciones muy distintas por lo que la prescripción en cada caso debe hacerse dentro de un enfoque de terapia integral.

Palabras clave: Parálisis cerebral, movilidad, andador, ortesis, exoesqueleto, rehabilitación.

Key words: Cerebral palsy, mobility, walker, orthosis, exoskeleton, rehabilitation.

1. La movilidad y los problemas motores en parálisis cerebral

El control motor del organismo humano es una de las habilidades fundamentales de la persona ya que afecta no solamente a la capacidad de movilidad y desplazamiento sino a funciones relacionadas con el control postural, manipulación y expresión entre otras. Estas funciones son determinantes en el ámbito de las actividades personales, en el laboral y en aquellas de interacción social y con el medio a través de las cuales la persona desarrolla sus capacidades físicas e intelectuales.
Los problemas motores de la parálisis cerebral (PC) inciden negativamente desde los primeros años del desarrollo normal del niño. A esto se une la considerable prevalencia de este trastorno que se cifra en torno a un 0.2 % de los nacidos vivos en el mundo occidental (1).
Las alteraciones motoras en general tienen su origen en disfunciones orgánicas de distinto tipo pudiendo ser cerebrales, medulares o musculoesqueléticas. La PC efectivamente pertenece al primero de estos grupos al ser originada por lesiones de las áreas motoras del sistema nervioso central (SNC). Las manifestaciones biomecánicas de la PC afectan a aspectos relacionados con el movimiento, el control postural y la debilidad muscular originando diferentes tipos de trastornos como distonía, espasticidad, atetosis, rigidez, ataxia y otros de carácter mixto. Posiblemente los efectos más característicos de la PC que limitan la movilidad y que aparecen combinados en la mayor parte de las personas afectadas de PC son la distonía y la espasticidad. La primera presenta contracciones mantenidas de grupos musculares que se componen con otras correspondientes a

los movimientos voluntarios, dando lugar a movimientos descontrolados y espasmódicos (2). La espasticidad se manifiesta como una resistencia muscular a acciones mecánicas externas como consecuencia de una aumento de los reflejos de estiramiento, principalmente por parte de los músculos flexo-extensores (3).

En cuanto a la distribución topográfica de estos trastornos, los casos más comunes son los de cuadriplejía y diplejía, en función de las áreas motoras afectadas, aunque existe una superposición importante de estas.

Estas alteraciones determinan unas limitaciones funcionales que son valoradas en diferente grado. Para ello se emplea la clasificación que establece la Función Motora Global o GMFCS (*Global Motor Function Classification System*) que está enfocada a la valoración de las habilidades de marcha a diferencia de la Función Motora Fina (BFMF) que se orienta a las tareas de manipulación. La GMFCS distingue cinco niveles de funcionalidad, comprendiendo desde una movilidad autónoma en exteriores (nivel I) a casos de alta dependencia que requieren asistencia importante de personas y/o soportes tecnológicos sofisticados (nivel V). Para una mayor objetivación de esta clasificación, se han elaborado algoritmos valorativos (4) en base a unas pautas claras de ejercicios.

Los tratamientos de estos trastornos además de los de carácter farmacológico y quirúrgico recurren a soluciones de fisioterapia y ergoterapia. En los problemas relacionados con la movilidad, estas últimas hacen uso frecuente de dispositivos tanto para la compensación como para la habilitación funcional de la marcha natural, esto es, usando las propias extremidades inferiores y en otros casos recurriendo a elementos alternativos de desplazamiento. Por todo ello, el papel de la tecnología, tal como se pretende presentar en los apartados siguientes es un pilar importante para mejorar la autonomía y el bienestar del colectivo que estamos contemplando.

En la revisión de los diferentes dispositivos que se presentan en este trabajo, se hace especial énfasis en los específicamente diseñados para niños, dada la importancia de abordar los programas de entrenamiento y compensación funcional de la marcha desde edades tempranas tanto por la mayor capacidad de regenerar pautas de respuesta cerebral como por su incidencia en el desarrollo físico y integral de la persona.

2. Dispositivos de compensación funcional

Comúnmente el término de dispositivo de compensación funcional comprende aquellos dispositivos que mejoran o sustituyen el miembro en cuestión de las carencias totales o parciales. Si el dispositivo realiza su acción en colaboración con las capacidades latentes del usuario se habla de dispositivos potenciadores. En cambio, si el dispositivo actúa sin tener en cuenta las capacidades de los miembros que normalmente deberían realizar dicha tarea, ya sea porque las capacidades son muy reducidas o porque dicho miembro no existe (amputación), a estos dispositivos se les denomina alternativos o sustitutivos (5).

A continuación se hace una descripción de los dispositivos de compensación funcional de la marcha tanto potenciadores como alternativos para el caso específico de la parálisis cerebral.

2.1. Potenciadores de movilidad natural

De entre los dispositivos potenciadores de movilidad para niños con PC cabe destacar los bastones, los andadores y las ortesis. Tanto para la utilización de bastones como de andadores es necesario emplear los miembros superiores para descargar parte del peso del cuerpo y controlar la estabilidad.

Bastones y muletas. Son dispositivos unilaterales, simples de apoyo que pueden tener diferentes tipos de agarres, permitiendo el ajuste apropiado para cada usuario (Figura 1).

Figura 1. Muletas y bastones infantiles.

Andadores. Estos dispositivos, que se pueden considerar una extensión de los anteriores, tienen la particularidad de que son bilaterales y proporcionan mayor base de sustentación gracias a sus tres o, más comúnmente, cuatro apoyos con el suelo. Los andadores se pueden clasificar en anteriores, posteriores y ortésicos, según sea su estructura.

En los andadores anteriores el usuario sigue al dispositivo, Figura 2 (a). Al contrario que los anteriores en los posteriores la estructura del andador es la que sigue al usuario, Figura 2 (b).

Figura 2. (a) Andador anterior; (b) Andador posterior

El uso de uno o de otro tiene algunas diferencias biomecánicas según los estudios de Bachschmidt et al. (6). Estas diferencias deben ser llevadas e consideración la hora de decidir cuál de ellos utilizar.

Una variación de los andadores son los Andador-ortesis o *Hands-free walker*: Sus características de diseño permite que el niño tenga una correcta alineación en bipedestación, ayuda y guía la marcha, hace cargas en bipedestación descargando parte del peso del niño sobre la estructura de forma regulable que ayuda a ir ganando tono progresivamente en las piernas y tronco, y lo más importante que disfruta explorando el entorno como sistema de movilidad adaptada, ver Figura 3.

El sistema ortésico permite al niño usar el andador con las manos libres (7), este hecho hace que el aprendizaje sea más rápido, a la vez que le concede la posibilidad de realizar otras tareas de forma simultánea. Aumenta la independencia del niño, permitiéndole explorar el espacio a su alrededor y proporcionandole las condiciones para el aprendizaje del caminar. Aumenta la autoestima y

Figura 3. (a) NF Walker; (b) Smart Walker

la interacción social. El *NF Walker* de *EO Funktion* (8) y el *Smart Walker* de la empresa *Advanced Orthotic Designs* (9) son los ejemplos más relevantes de esta familia de andadores.

Ortesis. En PC, las ortesis ayudan a facilitar la marcha y a evitar la aparición o proliferación de deformidades (10) en los miembros inferiores. En este caso se clasifican en:

Figura 4. Fotografía de una ortesis pelvipédica doble

- Grandes aparatos de marcha o integrales (Figura 4). Van del muslo al pie, además, suelen tener un cinturón pélvico. Controlan la estabilidad lateral de la pelvis en carga y los movimientos espásticos.

- Aparatos cortos (Figura 5). Estos se limitan a una pierna. Se pueden clasificar según las articulaciones sobre las que actúan en: (a) ortesis plantar; (b) de pie o *FO* (*foot*); (c) de tobillo-pie o *AFO* (*ankle-foot*); (d) de rodilla-tobillo-pie o *KAFO* (*knee-ankle-foot*); (e) de cadera.

Dentro de este apartado también se podrían incluir las férulas y los yesos sellados.

Figura 5. Fotografía de: (a) una ortesis cadera (b) de rodilla y tobillo

2.2. Alternativos a la movilidad natural

Los dispositivos alternativos a la movilidad humana son aquellos que permiten el desplazamiento por medios diferentes a la deambulación natural, como son la silla de ruedas o los vehículos especiales.

Silla de ruedas o ARW (Autonomus Robotic Wheelchair). La investigación respecto a las sillas de ruedas se ha centrado fundamentalmente en el desarrollo de interfaces hombre máquina (HMI), muy por encima de la investigación sobre el control, los sistemas de navegación autónoma, etc. A continuación se citan las investigaciones más relevantes sobre silla de ruedas dedicadas a niños con parálisis cerebral.

La *Smart Wheelchair* (11) del CALL Centre de Edinburgo es una silla de ruedas desarrollada para niños con severas y múltiples discapacidades que no pueden usar las ayudas a la movilidad ordinarias, Figura 6.

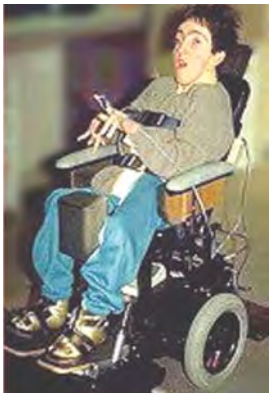


Figura 6. Smart Wheelchair del CALL Centre

Sobre el chasis de una silla comercial se han embarcado sensores de colisión, un seguidor de línea y un sistema de información parlante para la confirmación de las instrucciones por parte del usuario. Durante todo el diseño se tuvo en cuenta que era un dispositivo colaborativo con la persona no un dispositivo autónomo.

Del mismo modo, se presenta el *M3S (Multiple Master Multiple Slave) System Prototype* propuesto por Chen et al. en (12). Se trata de un modelo versátil de bus de comunicaciones para sillas de ruedas y ayudas técnicas, que pretende convertirse en un estándar. Con una estandarización como esta se favorecería la personalización de las ayudas técnicas más fácilmente.

El dispositivo *LED Head Directec Motorized Chair* desarrollada por Maciorowski et al. (13) es una silla de ruedas que se controla por medio de un interruptor accionado por la cabeza especialmente diseñada para niños con PC, que no son capaces de manejar un *joystick*. El interfaz consta también de una pantalla tipo *scan* donde se van iluminando las acciones que pueden ser seleccionadas por medio del pulsador.

El *VMEC* (14) es una silla de ruedas controlada por un sistema de seguimiento de los ojos desarrollado en la Universidad de Connecticut.

La *CW* (*Collaborative Wheelchair Assistant*) es una silla robótica que utiliza todas las capacidades que tiene el niño con PC involucrándole en el control de la silla.

De manera paralela, los interfaces conocidas como *Brain Computer Interface* (BCI) vienen siendo desarrollados en los últimos años. En algunos casos, estos elementos son integrados en dispositivos de ayuda a la movilidad (sobre todo en sillas de ruedas) con el fin de permitir el control del dispositivo por usuarios con pocas capacidades de manipulación o interacción con interfaces convecionales (no enfocados especialmente a PC).

Vehículos especiales. La principal diferencia entre estos dispositivos y las sillas de ruedas es que tienen una fuerte orientación hacia aspectos cognitivos, lúdicos o relacionales, además, por supuesto, del soporte a la movilidad.

En el proyecto PALMA (15) se ha desarrollado un vehículo, ver Figura 6 que tiene como finalidad ser una herramienta de asistencia a la movilidad de

Figura 7. Modelos de PALMIBER, resultado de la continuación del proyecto PALMA

niños con parálisis cerebral. Además de la arquitectura necesaria para poder navegar de forma segura (velocidad adecuada, detección de obstáculos, etc.), cuenta con diferentes modos de conducción indicados para diferentes niveles de destreza que van desde el nivel automático (el vehículo toma todas las decisiones), hasta el guiado autónomo (el niño toma todas las decisiones).
En un trabajo realizado en la Universidad de Delaware (USA) (16), han adaptado un robot móvil comercial, *Magellan Pro Robot*, con un asiento adecuado para niños menores de 2 años y un *joystick* (Figura 7). Con este dispositivo (Galloway) se han realizado ensayos con niños con ciertas dificultades cognitivas, concluyendo que sin entrenamiento los niños han sido capaces de moverse, manejando el *joystick*, por el medio.

Figura 8. Robot móvil para niños pequeños

El *Child Mobility Car* (17) (Figura 8) desarrollado en la Universidad de Connecticut es un vehículo especial que tiene su principal valor en su tamaño de 60cm de largo por 30cm de ancho, que permite al niño desplazarse en espacios más pequeños y acercarse más a otros niños aumentando su capacidad de relación e interacción.

Algunos de los dispositivos para la movilidad tienen la posibilidad de de configurarse de forma particular según las necesidades del usuario, un ejemplo es el STS, ver Figura 10.

Figura 9. Imagen del *Child Mobility Car*

Figura 10. Configuraciones de STS para diferentes necesidades

3. Dispositivos entrenadores o rehabilitadores de la marcha

En un contexto un poco diferente de los elementos de compensación funcional, los dispositivos rehabilitadores (o entrenadores) de marcha son elementos utilizados con el fin de restaurar las capacidades de marcha de un individuo. De esta manera, no son elementos utilizados para el desplazamiento.
Se puede hablar de dispositivos de rehabilitación pasivos y activos.

3.1. Dispositivos pasivos

En este grupo de dispositivos se encuentran elementos estáticos como las barras paralelas, Figura 11, comúnmente utilizadas en otros contextos como en el caso de los ejercicios de rehabilitación para la recuperación de traumas, la jaula de Rocher, las bicicletas estáticas, etc.

Figura 11. Barras paralelas

3.2. Dispositivos activos

Del mismo modo, los tapices rodantes, solos o en colaboración con exosqueletos robóticos como el LOKOMAT (18), ver Figura 12, son empleados de manera a aumentar las capacidades de locomoción de un individuo preparando el mismo para el uso de los distintos elementos de ayuda o compensación funcional, o bien para la marcha no asistida si se presenta esta posibilidad.

Figura 12. *Pedriatics LOKOMAT*

4. Discusión y conclusiones

Tras haber revisado ampliamente los dispositivos de ayuda a la movilidad específicos para niños con PC, se ha recogido un conjunto representativo de dispositivos existentes y otros en fase de desarrollo y/o experimentación.

Del estudio se puede concluir que no son muchos los dispositivos activos o robóticos desarrollados y la investigación con la aplicación específica, se centran principalmente en sistemas de movilidad alternativa (ya sean sillas de ruedas o vehículos especiales con sus HMIs adecuados o sistemas de control colaborativos). Sin embargo no se han encontrado ni dispositivos comerciales ni publicaciones relevantes de dispositivos aplicados a la PC potenciadores de la movilidad natural, muestra del esfuerzo escaso realizado.

Del trabajo presentado también se desprenden líneas de investigación: (a) mayor interacción persona-dispositivo (control más natural y más versátil), (b) materiales de estructuras más ligeros y resistentes (menor tamaño), (c) mayor ergonomía, facilidad y seguridad de uso, (d) investigación de dispositivos aumentativos de la marcha natural.

5. Referencias

1. *Trends in the Prevalence of Cerebral Palsy in a Population-Based Study.* **Winter, S., y otros.** 6, December de 2002, Pediatrics, Vol. 110, págs. 1220-1225.
2. *MD, FRACS.* **H., Kerr Graham.** [ed.] FRCS (Ed).
3. **Feldman, Robert G, y otros.** *Spasticity, disordered motor control.* Chicago : Symposia Specialists, 1980. págs. 485-494.
4. *Follow-up Care of High-Risk Infants.* **NICHD, National Institute of Child Health.** 5, November de 2004, Pediatrics, Vol. 114, págs. 1377-1397.
5. *La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior MANUNS-HAND.* **Ceres, R., y otros.** 2, 2008, Revista Iberoamericana de Automática e Informatica Industrial RIAI, Vol. 5, págs. 60-68.
6. *Quantitative study of walker-assisted gait in children with cerebral palsy: anterior versus posterior walkers.* **Bachwchmidt, R., y otros.** July de 2000, Pediatric Gait, 2000. A new Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology, págs. 217 - 223.
7. *Hands free walker.* **Gottlieb, E., y otros.** Atlanta : s.n., October de 1999, Proceedings of The First Joint BMES/EMBS Conference, Vol. 1, pág. 650.
8. eo funktion. [En línea] http://www2.eofunktion.no/Multi%20Site%20Solution/Websites/eofunktion/Home.aspx.

9. SMART Walker Gait Training Orthosis. [En línea]http://www.aodmobility.com/SMART/smart.html.
10. *Ortesis y ayudas para la marcha en Parális Cerebral Infantil.* **Cairo, J.** Granada : s.n., 2007.
11. Página principal del proyecto CALL Smart Wheelchair. [En línea] http://callcentre.education.ed.ac.uk/Smart_WheelCh/smart_wheelch.html.
12. *M3S System Prototype - A comprehensive system with straightforward implementation.* **Chen, Chiun-fan, y otros.** Taipei : s.n., September de 2004, Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Control Applications, págs. 1278-1283.
13. *A head controlled wheelchair.* **Maciorowski, J., Callender, H. y Enderle, J.** April de 2002, Proceedings of the IEEE 28th Annual Northeast Bioengineering Conference, págs. 239-240.
14. *Vocal, motorized, and environmentally controlled chair.* **Roberts, A., Pruehsner, W. y Enderle, J.D.** April de 1999, Proceedings of the IEEE 25th Annual Northeast Bioengineering Conference, págs. 33-34.
15. *A robotic vehicle for disables children.* **Ceres, R., y otros.** November/December de 2005, IEEE Enginering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 24, págs. 55-63.
16. *Babies driving robots: self-generated mobility in very young infants.* **Galloway, J. C., Ryu, Ji-Chul y Agrawal, S. K.** 2, s.l. : Springer, 2008, Intelligent Service Robotics, Vol. 1, págs. 123-134.
17. *Child Mobility Car.* **Russo, A., Pruehsner, W. y Enderle, J. D.** 2001, Proceedings of IEEE 27th Annual Northeast Bioingineering Conference, págs. 99-100.
18. **LOKOMAT, Pediatric.** http://www.hocoma.ch/ en/products/pediatric-lokomat/. [En línea]

Optimización del diseño de un sistema robótico dual para rehabilitación de miembros superiores mediante método Kabat

Fco. Javier Badesa, Jose Mª Sabater, Luis M. López, Nicolas Garcia, Ricardo Morales, Luis Eduardo Rodriguez-Cheu[1]
Universidad Miguel Hernández: Avda. de la Universidad s/n (edif. Quroum V),
03202, Elche, España. (+34)966658426
{fbadesa, j.sabater; llopez ,nicolas.garcia, rmorales} @umh.es
[1]Escuela Colombiana de Ingenieria Julio Garavito. ECI- Ak 45 No 205-59/ Telf: 00571-6683600
luis.rodriguez@escuelaing.edu.co

Resumen

En este trabajo se presentan los primeros pasos realizados en el diseño y concepción de un sistema robótico dual para la rehabilitación de miembros superiores mediante el método de facilitación propioceptiva (Kabat). Se presenta la arquitectura cinemática seleccionada, y posteriormente se realiza una optimización de las dimensiones de los eslabones de los brazos robots basada en las trayectorias reales utilizadas en la metodología Kabat. Se muestra brevemente el sistema utilizado y los programas desarrollados. Las simulaciones gráficas se realizaron utilizando el software de código abierto Blender.

Palabras clave: simulación cinemática, rehabilitación robótica, código abierto.

1. Introducción y contenidos

La rehabilitación física de los pacientes con parálisis de un lado del cuerpo (hemiparesia espástica) es un desafío muy complejo. La parálisis puede estar provocada por varias causas, entre ellas la hemorragia cerebral o infarto (apoplejía), traumas, tumores, esclerosis múltiple y defectos congénitos. La causa más común es la apoplejía, que puede producir daños permanentes y es uno de los trastornos neurológicos más comunes en Europa, con un 80% de supervivientes que presentan importantes daños neurológicos y un 31% que necesitan ayuda en las actividades de cada día. En la Unión Europa (UE), la incidencia media está entre 150 y 400 casos por cada 100.000 habitantes. En Asia Central y en los nuevos estados independientes de la antigua Unión Soviética, el índice de incidencia es 600, mientras que en Estados Unidos es 214. Es necesario mejorar la asistencia médica de estos pacientes, no sólo en el campo de una terapia intensiva, sino también en la rehabilitación. Los pacientes apopléticos responden positivamente al movimiento pasivo de sus miembros dañados: es posible re-ejercitar el cerebro y lograr un cierto grado de recuperación funcional. En el caso de los miembros superiores, el movimiento pasivo implica la intervención de un fisioterapeuta que agarra el codo y la muñeca del paciente y flexiona repetidamente el brazo durante 40–45 minutos. Para conseguir una rehabilitación eficaz se debe hacer este ejercicio pasivo dos veces al día durante un período mínimo de un mes, seguido de varios meses de ejercicio activo, en combinación con el trabajo activo del fisioterapeuta. A menudo no son posibles estos niveles de atención, pero incluso si los pacientes tienen fácil acceso a fisioterapeutas bien formados, los tratamientos se podrían mejorar con la ayuda de robots.

La combinación de movimientos de rehabilitación elegida en este trabajo procede del método de facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP), también llamado método Kabat. Este método se emplea para demandar específicamente respuestas fisiológicas por parte del sistema neuromus-

cular. Con él se pretende promover o acelerar la respuesta del mecanismo neuromuscular, por medio de la estimulación de los propioceptores. Las combinaciones de movimientos, llamados patrones de movimientos, empleados en la FNP son patrones de movimiento en masa. El movimiento en masa es una característica de la actividad motora normal. En ésta, las diversas combinaciones de movimientos requieren reacciones de alargamiento y acortamiento en muchos músculos y en grados distintos. Es por ello por lo que los patrones de movimiento, muy similares a los patrones funcionales de movimientos normales, están constituidos por una serie de movimientos complejos cuya combinación es óptima para obtener la contracción secuencial y única de los músculos responsables de dicho movimiento, de forma armónica. La figura 1 muestra algunos bocetos de las diagonales realizadas durante el método Kabat. Más información sobre estos patrones de movimiento puede encontrarse entre otros, en [1-4]. La figura 2 muestra un croquis con un resumen de estos patrones de movimiento.

Los patrones de FNP se ejecutan en movimientos activo libre, activo asistido, activo resistido y pasivo. El objetivo final es siempre la ejecución coordinada de los patrones de movimiento en todo el recorrido articular posible, sin provocar dolor, con equilibrio de fuerza y en las dos diagonales de movimiento.

Una vez revisada la complejidad de los patrones de movimiento FNP, el presente trabajo muestra la metodología seguida para el diseño de un sistema robótico dual, denominado AUPA, para la ejecución de dichos patrones.

Figura 1. Bocetos de la diagonal D1. (Extraídos de [2])

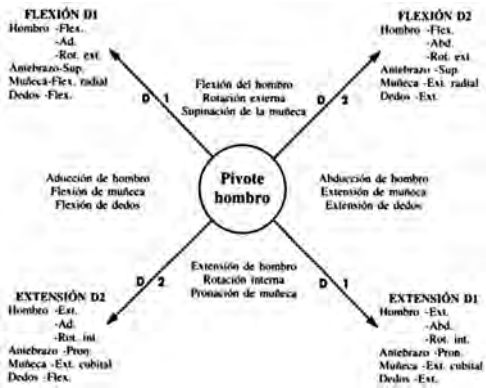


Figura 2. Patrones de movimiento. (Extraídos de [2])

2. Metodología

2.1 El sistema AUPA

Dentro del Laboratorio de Robótica y Realidad Virtual de la Universidad Miguel Hernández, se dispone de un sistema robótico para utilizarse en tareas de rehabilitación motora de miembros superiores.

El sistema AUPA está formado por un sistema robótico para el control del movimiento de la mano del paciente-usuario. La configuración del sistema es tal que los brazos robóticos y el brazo del paciente forman una cadena cinemática cerrada que se extiende desde la base del robot hasta una posición distal en la que se ubica un sistema de amarre para la colocación de la mano del paciente y continúa hasta la posición proximal del brazo del paciente. La cadena continúa con el brazo del paciente y se cierra con un segundo brazo articulado diseñado para guiar el codo del paciente.

El paciente ubica su mano en el módulo colocado en el extremo distal. En este módulo, la redundancia cinemática diseñada permite independizar las subcadenas, lo que quiere decir que el robot

puede mover toda su cadena cinemática, excepto el módulo donde se ubica la mano del paciente mientras este módulo permanece sin movimiento. Esta importante característica representa una mejora en el confort y seguridad del paciente y del fisioterapeuta. Si debe realizarse un determinado movimiento, la cadena cinemática del robot puede moverse independientemente, permitiendo evitar colisiones y situaciones incómodas para el fisioterapeuta. Por otra parte, destacar que el paciente no necesita cambiar su posición u orientación, por lo que es el brazo del robot el que se adapta a la ubicación de la mano del paciente.
Podemos ver en la figura 3 una vista en perspectiva del concepto del sistema robótico para rehabilitación de miembros superiores. Se muestra una camilla, en la que el paciente se puede acostar o sentar. La cadena cinemática del brazo robótico está compuesta por varios módulos. Debe notarse que el brazo robótico presentado no es un robot tipo exoesqueleto ya que el único punto de contacto entre el brazo robótico y el paciente se encuentra en la llamada, hasta ahora, pinza. Podemos ver también, sujeto en la camilla, el segundo brazo robótico, para ubicar el codo del paciente.

Figura 3. . Boceto general del sistema AUPA

2.2. El sistema de captación de los patrones de movimiento

Para captar los patrones de movimiento, se ha dispuesto de un sistema de análisis de movimiento basado en 6 cámaras que permiten obtener las trayectorias 3D de los puntos de sujeción del sistema AUPA al paciente. En la figura 4 se muestra este sistema en el que se observan las cámaras situadas en la parte superior de la imagen. El paciente se coloca unas marcas ópticas en el brazo y realiza los movimientos FNP. La cinemática del brazo es captada por las cámaras y almacenada. De esta forma se dispone de la información completa de la trayectoria, incluidos los parámetros de velocidad.

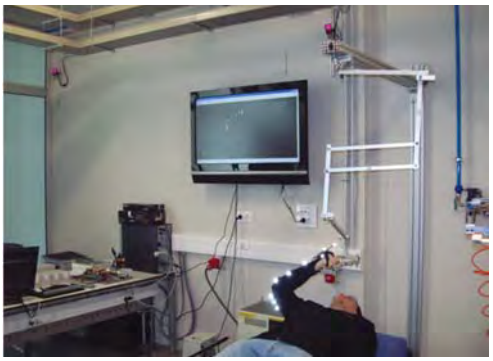


Figura 4.. Captación de las diagonales D1 y D2

Para la obtención de las trayectorias mostradas en la figuras 6 y 7, los patrones de movimiento fueron realizados por fisioterapeutas expertos en este procedimiento.

2.3. El simulador cinemático

Con los datos obtenidos de los patrones de movimiento se trata de obtener unas dimensiones óptimas de los eslabones de los dos brazos del sistema robótico.
Para ello se ha utilizado un criterio de optimización que minimiza la longitud de los eslabones y el ángulo de cada articulación. Este criterio se programó utilizando el software de animación gráfica BLENDER, gracias a la interfaz python 2.5 disponible. BLENDER es un software de diseño gráfico en 3D que incorpora un gran número de herramientas para la creación de objetos y escenas en 3D. Se pueden realizar y manipular tanto imágenes estáticas como vídeos de una gran calidad, así como también la creación de vídeo juegos. Además, se pueden extender sus funcionalidades sin la necesidad de modificar el código fuente y recompilarlo. Para ello, se permite la ampliación de éstas funcionalidades mediante el

uso de scripts, utilizando el código de programación Python, y también por medio de la creación de Plugins, siendo el primer sistema el más utilizado. BLENDER puede instalarse en cualquier plataforma tanto de Windows, Linux, OSX, FreeBSD, Iris, Sun como de otros sistemas operativos. Además, es desarrollado como software libre, con el código fuente disponible bajo la licencia GNU. Éste, realizado en código C/C++, se encuentra accesible desde la propia Web de BLENDER (www.blender.org), y disponible para los usuarios siendo ésta una de las principales herramientas de mejora del propio programa.
Se ha utilizado la versión de Blender 2.45 y la versión de Python 2.5.1, ya que eran las últimas versiones testeadas disponibles, aunque cualquier versión posterior a éstas puede ser perfectamente utilizada. Más información y tutoriales sobre la creación de estructuras robóticas con BLENDER pueden encontrarse en la página del proyecto OPENSURG [5].
La secuencia de imágenes de la figura 5 muestra la diagonal D1 simulada en BLENDER. Los parámetros de entrada de esta simulación son las trayectorias obtenidas anteriormente y la estructura cinemática de los brazos robóticos, mientras que la salida es la propia animación y las dimensiones de los eslabones optimizadas según el criterio de mínima longitud.
La figura 6 muestra otra versión del simulador, realizada en MSC.ADAMS®, y que permitió programar estas trayectorias y obtener datos dinámicos para la selección de motores.

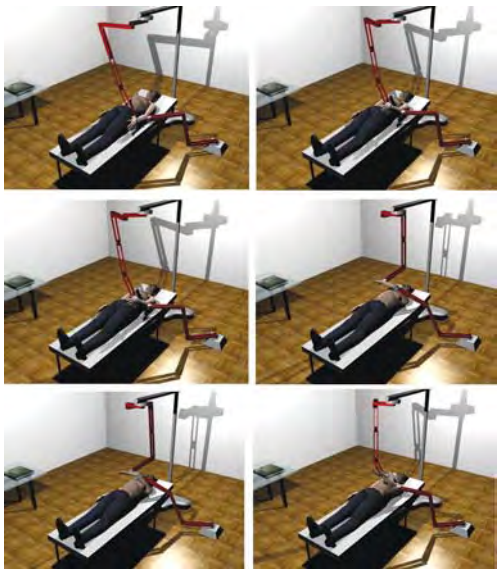


Figura 5. . Simulador cinemático implementado en BLENDER

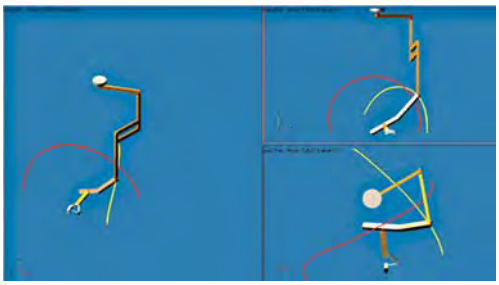


Figura 6.. Simulador de la estructura cinemática del sistema AUPA con las trayectorias de las diagonales D1

3. Resultados y discusión

Las figuras 7 y 8 muestran los resultados de las

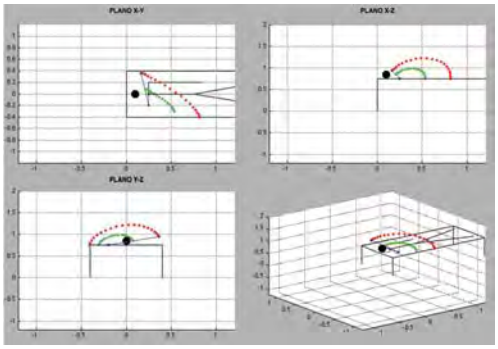


Figura 7. Diagonal D1

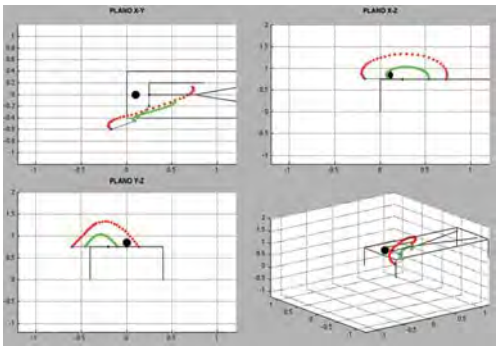


Figura 8. Diagonal D2

trayectorias D1 y D2 ploteadas en Matlab®. Estos datos se usaron como entrada en las simulaciones cinemáticas para la optimización de las longitudes de los eslabones.

4. Conclusiones y trabajos futuros

El presente articulo muestra un trabajo *"work-in-progress"* de un proyecto sobre rehabilitación de miembros superiores. Se ha justificado la conveniencia del uso de software de animación gráfica para la optimización del diseño de la solución propuesta. En concreto, el software BLENDER, utilizado entre otros en el proyecto OPENSURG, ha permitido programar algoritmos de optimización que proporcionan un mejor diseño de la solución adoptada. La combinación de datos reales biomecánicos con la simulación cinemática/dinámica, permite ampliar las herramientas disponibles para el diseñador robótico.
Los trabajos actuales del proyecto AUPA están enfocados en la obtención de datos de pacientes reales y en la evaluación del sistema y su efecto en la rehabilitación.

5. Referencias

[1] Arcas Patricio, Miguel Ángel y otros. Manual de Fisioterapia. Módulo I. Generalidades. Mad, 2004.

[2] E Viel. El método Kabat. Masson Barcelona, 1989.

[3] Sandstron M; y otros Ahonen J, Lahtinen T. Kinesiología y Anatomía aplicada a la actividad física. Paidotribo, 2001.

[4] Elena Agustino Blázquez. Propioceptive Neuromuscular Facilitation Approach. L.W. Pedretti & M.B. Early, 2001.

[5] Proyecto OPENSURG. Ref. Cyted 509AC0372. www.isa.umh.es/vr2/research/opensurg