

Proyecto ENLAZA

Estudio de definición y validación de nuevas técnicas de interacción con el ordenador de personas con deficiencias neuromotoras, mediante gestos y expresiones. ENLAZA. Expte. 68/07

(ceres@iai.csic.es)

Participantes:

- Instituto de Automática Industrial- Consejo Superior de Investigaciones Científicas (Coordinador del Proyecto)
- ASPACE- Cantabria
- TECHNAID

Periodo de ejecución del proyecto: 2007-2008

Importe de la ayuda recibida: 43.000 €

Descripción de los trabajos realizados y resultados obtenidos.

1.- Justificación y consideraciones básicas del proyecto.

En nuestra sociedad existe un interés creciente en la integración de personas con discapacidad con el fin de obtener una adaptación social, profesional y personal. La tecnología constituye en la actualidad una de las vías más importantes para reducir los efectos de las diferentes deficiencias en sus distintas etiologías, sensoriales, motoras o neurológicas.

En este sentido, la estrategia fijada por la Organización Mundial de la Salud (OMS) centra los objetivos de actuación en el aumento de participación social mediante la adecuación de productos personales y del entorno, que posibiliten una mayor autonomía personal y una mejor interacción con el entorno humano y físico. De ahí que las administraciones públicas estén tomando conciencia de la necesidad de promocionar la integración social a través de programas de investigación y desarrollo. Estas líneas de investigación tratan de encontrar nuevas soluciones creando nuevas formas de comunicación orientadas a la potenciación de las capacidades particulares de los individuos con discapacidad.

Con el desarrollo creciente de la tecnología han aparecido interfaces sofisticados más cercanos a las necesidades del usuario. La tecnología aplicada en dichos dispositivos es muy variada, desde los interfaces más convencionales, como ratones o teclados adaptados o virtuales, hasta otros más avanzados que emplean técnicas como visión artificial, interpretación de expresiones humanas e incluso señales biológicas.

En este sentido y con el fin de agrupar los interfaces, se propone una clasificación atendiendo al tipo de interacción entre usuario y dispositivo:

- Interfaces mecánicos. La interacción tiene lugar mediante el movimiento entre el dispositivo y el usuario.
- Interfaces biométricos. La interacción tiene lugar mediante la medida de las señales eléctricas del organismo del usuario.
- Interfaces basados en el lenguaje. La interacción se realiza a través de un conjunto de signos que componen un lenguaje.

En el primer caso, se encuentran el ratón, joystick convencionales. Existen algunos interfaces de este tipo que han sido adaptados a las particularidades de los usuarios con discapacidad. Por ejemplo, el Techfilter es un dispositivo que se inserta entre el ratón convencional y el computador con el fin de filtrar los movimientos temblorosos de usuarios con Parkinson y alteraciones afines. También se usa en el dispositivo WOTAS, que es un exoesqueleto del miembro superior para supresión del temblor. Este interfaz mide el movimiento del usuario y reduce el temblor separando el movimiento voluntario del involuntario. Según los autores, el sistema fue evaluado con diez usuarios validando el concepto de supresión del temblor a través de sistemas autoportados. Sistemas como Iriscom y Tobii **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** realizan el seguimiento del iris del usuario a través del cual es posible comandar determinadas acciones. Algunas aplicaciones como editores de texto por ejemplo, han sido adaptadas, de forma que a través de barridos automáticos de caracteres alfanuméricos o símbolos pictográficos puedan seleccionarse por un simple click, mediante accionamiento de pulsador mecánico (o soplo) con cualquier parte móvil del cuerpo (Proyecto PALMA), haciendo uso incluso de editores predictivos (Sistema PREDWIN).

Otros dispositivos han sido elaborados como apuntadores-selectores de pantalla que igualmente no requieren movimientos de manipulación sino de cabeza y que están basados en el direccionamiento de un haz láser (IRData) o bien en la identificación de gestos faciales (Proyecto SIAMO). Para aquellos casos donde no sea posible el movimiento de las extremidades y tampoco el de cabeza, resultan especialmente interesantes los interfaces basados en señales biológicas del cuerpo humano. Principalmente, existen tres tipos electrooculografía (EOG), electromiografía (EMG) y la electroencefalografía (EEG) que miden la actividad eléctrica producida por la cornea-retina, los músculos y el cerebro respectivamente. Especialmente en el caso de EMG y EEG se han empleado para crear interfaces alternativos tipo 'manos libres y en particular, el también llamado BCI (Brain Computer Interface) ha recibido especial atención. El BCI es un sistema que adquiere y analiza las señales cerebrales con el objetivo de crear una comunicación directa entre cerebro y computador. Este tipo de interfaces se encuentran en fase de investigación y se prevé un gran potencial para una amplia variedad de áreas como la bioingeniería y la neurociencia entre otras. También podemos encontrar trabajos en la electro-oculografía (EOG), que consiste en estimar las intenciones del usuario de acuerdo a la posición del globo ocular dentro de la órbita, empleando varios electrodos que miden la señal EOG. También en la bibliografía (Mazo et al.) puede encontrarse la descripción de un sistema integral para la asistencia a la movilidad que emplea interfaces de distinto tipo como expulsión de aire, reconocimiento de voz, movimientos de cabeza y EOG entre otros.

En el caso de los interfaces basados en el lenguaje, encontramos la forma más representativa en los sistemas basados en comandos de voz. Estos sistemas incorporan una arquitectura de reconocimiento de voz, de forma que una serie de patrones son previamente almacenados para, posteriormente, realizar su interpretación.

Existen numerosos interfaces que emplean el movimiento de la cabeza del usuario. En ellos, los movimientos son codificados de forma que la intención del usuario pueda ser reconocida en base a ellos. Este tipo de plataformas emplean, en su mayoría, técnicas basadas en visión artificial, que analizan la imagen capturada para detectar eventos en el movimiento. Uno de estos tipos emplea una microcámara CCD,

situada en frente del usuario que adquiere las expresiones faciales. A través de estas expresiones, el usuario puede ejecutar determinados comandos que hacen que una silla de ruedas pueda moverse en la dirección especificada. En la figura se presenta un interfaz que consiste en un casco que porta una serie de cámaras y un display para ofrecer una aplicación de realidad aumentada.

Sin embargo, existen otros dispositivos que no emplean la visión artificial como tecnología para estimar la posición de la cabeza del usuario, aplicando la información inercial. En otros trabajos, los sensores inerciales se emplean para el análisis de los movimientos humanos de distintas partes del cuerpo. Los últimos desarrollos de los sistemas inerciales han permitido el desarrollo de sensores inerciales pequeños y de bajo peso, que pueden ser situados sobre segmentos del cuerpo humano sin interferir en los movimientos naturales del usuario. El bajo consumo de estos sensores permite que los mismos puedan ser alimentados por baterías, permitiendo la medida de los movimientos humanos de manera ambulatoria y fuera de laboratorios especializados. Comparados con otras tecnologías, la medida inercial ofrece una serie de características diferentes que pueden ser utilizadas en nuevas aplicaciones.

En la mayoría de estas aplicaciones el procesamiento de la información inercial pasa por la creación de algoritmos de cierta complejidad. Si bien la información proporcionada por acelerómetros, giroscopios y magnetómetros resulta redundante, es necesaria para la estimación precisa de la orientación del objeto sobre el que se sitúa el sensor. Esto es debido a que cada uno de los sensores mencionados presenta ciertas limitaciones de medida.

Este proyecto tiene como objetivo estudiar y definir nuevas técnicas de interacción entre personas con deficiencias neuromotoras y el computador a través de gestos y expresiones. Más concretamente, el estudio se centra en niños con parálisis cerebral y alteraciones afines. Existen numerosos estudios y experiencias que ponen de manifiesto el gran potencial que supone el uso del computador en el proceso de aprendizaje e incluso el desarrollo de habilidades psicomotoras, por lo que debe ser usado desde edades tempranas en las que el cerebro presenta una mayor plasticidad (OMS-1982).

En este proyecto se han analizado los problemas y las necesidades de la interacción entre niños con parálisis cerebral y el computador a través de una interfaz de medida. Los usuarios objeto de las pruebas efectuadas, como se describe más adelante, presentan parálisis cerebral severa causando serias dificultades motoras en extremidades inferiores y superiores. Por esta razón, la interfaz creada, captura información relativa al movimiento de la cabeza y los ojos del usuario ya que suponen las dos mejores fuentes de información para la extracción de patrones de voluntariedad del usuario.

2.- Estudios de definición y diseño de la plataforma-interfaz de naturaleza inercial.

En el primer periodo del proyecto, como corresponde a todo proyecto científico-tecnológico, se realizó una amplia labor bibliográfica para analizar los trabajos existentes hasta la fecha en el campo que nos ocupa, con relación a interfaces y con especial interés en los adaptados a personas con restricciones neuromotoras, así como a otros dispositivos de interacción y de modo especial a los que usan técnicas sin contacto; más aún, a los escasos sistemas que utilizan sensores inerciales. Del mismo

modo se han estudiado las necesidades relacionadas con los problemas de control postural y de movimientos de estas personas, centrándonos en las diferentes manifestaciones de niños con parálisis cerebral PC.

Consideramos previo hacer una descripción del conjunto contemplado de **PARÁLISIS CEREBRAL Y ALTERACIONES AFINES**. La Parálisis Cerebral es un trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente y no inmutable del tono, la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos. Esta lesión puede generar la alteración de otras funciones superiores e interferir en el desarrollo del Sistema Nervioso Central.

El sentido que se aplica a los términos utilizados es el siguiente:

- Desorden permanente. La lesión neurológica es irreversible y persistente a lo largo de toda la vida. Las células nerviosas destruidas no se regeneran.
- No inmutable. Que la lesión neurológica no es progresiva no quiere decir que las consecuencias no cambien involutiva o evolutivamente.
- Desorden del tono, la postura y el movimiento. El trastorno neuromotor es el elemento característico.
- Lesión no progresiva en el cerebro. La lesión no aumenta ni disminuye, es decir, no es un trastorno degenerativo. Antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos. La lesión se produce en un período de tiempo en el cual el sistema nervioso central está en plena maduración.
- Otras funciones superiores. La lesión puede afectar además de la función motora al resto de funciones superiores: atención, percepción, memoria, lenguaje y razonamiento. El número de funciones cerebrales dañadas y la intensidad del daño van a variar en función del tipo, localización, amplitud y disfunción de la lesión neurológica, y del nivel de maduración anatómico en que se encuentra el encéfalo cuando esta lesión se produce. Interferir en el desarrollo del S.N.C. una vez producida la lesión va a repercutir en el proceso madurativo del cerebro y por lo tanto en el desarrollo del niño.

Prevalencia. Los Cuadros de PC son la causa más frecuente de discapacidad física en niños. En los países industrializados la incidencia del síndrome se sitúa entre el 2 y el 2,5 por mil de los recién nacidos vivos. En los países en desarrollo tienen una prevalencia más elevada. Los índices anteriores se ven sensiblemente incrementados si se computan también las “alteraciones afines”, constituidas por síndromes de similar etiología y/o evolución, generalmente lesiones cerebrales en personas jóvenes de diversa etiología (TCE, ACV, otras patologías cerebrales). Se destaca en este aspecto la cada vez más alta incidencia que se deriva de la accidentabilidad vial.

A continuación se describen las características psicomotrices de personas con PC, señalando aquellas que consideramos que se pueden beneficiar específicamente de los desarrollos del proyecto. Para ello tomamos en consideración la clasificación nosológica del síndrome (actitud postural, reflejos, equilibrio, tono muscular, ejecución de movimientos, etc.):

Espástico: el tono muscular se encuentra aumentado.

- Movimientos exagerados, rígidos, bruscos y lentos, por las dificultades para contraer los grupos musculares de forma aislada.
- El intento de mover un grupo muscular provoca en movimiento global incontrolado.
- Repertorio de movimientos reducido por las dificultades existentes para realizarlos.
- Adopción de posturas anormales permanentes por atrofia de determinados grupos musculares.

Discinético o Atetoide: el tono muscular varía entre la hipotonía y la hipertonía.

- Movimientos espasmódicos involuntarios permanentes, que aumentan con la activación emocional y la fatiga, y que se atenúan en reposo, desapareciendo durante el sueño.
- La hipotonía inicial se transforma en hipertonía al intentar controlar los movimientos.
- Los movimientos voluntarios son serpenteantes y rotatorios.
- Debilidad en el esfuerzo, (p.e. en la prensión).
- Limitación de los movimientos finos.
- Bajo nivel de destreza manual.

Atáxico: el tono muscular se encuentra disminuido.

- Dificultades para mantener el equilibrio y para la coordinación de movimientos. Aún cuando los movimientos voluntarios son posibles, las dificultades de coordinación los hacen imprecisos y torpes.
- Se producen dificultades para determinar la dirección y la intensidad de la fuerza en los movimientos (dismetría) y para determinar el momento de inicio de un movimiento y su finalización (discronometría).
- Las dificultades de coordinación y control afectan a la motilidad ocular.
- Al intentar realizar un movimiento se produce temblor. (Temblor intencional).
- Incapacidad para ejecutar movimientos sucesivos y antagónicos. (Adiadocinesia).

Los niños con PC suelen presentar al nacer ausencia de reflejos primitivos y/o permanencia de los mismos; su patrón de adquisición de habilidades motrices puede no ajustarse a los períodos evolutivos correspondientes, y desarrollarse de forma desordenada. Por las características enunciadas y por las pruebas realizadas posteriormente, se evidencia que son muy importantes las dificultades en la manipulación y en el control general de sus diferentes miembros y, que su ritmo de acción va a requerir, muy significativamente, de un dilatado tiempo de ejecución.

La justificación de centrar el proyecto en niños de edades tempranas se basa en consideraciones de **PLASTICIDAD CEREBRAL**. Efectivamente, la Atención Temprana neurológicamente se fundamenta en la capacidad de reestructuración funcional y estructural (plasticidad) del Sistema Nervioso Central tras haber sufrido una lesión (Puyuelo, M. Et. Al., 2000).

En este sentido, a continuación recogemos ciertos conceptos de **PLASTICIDAD NEURONAL**.

- < Plasticidad neuronal es la capacidad de las áreas cerebrales o de grupos neuronales de responder funcional y neurológicamente en el sentido de suplir las deficiencias funcionales correspondientes a la lesión.
- < La capacidad de las neuronas de asumir el papel de otra que esté lesionada.
- < Reorganización sináptica y la posibilidad de crecimiento de nuevas sinapsis a partir de una neurona o varias neuronas dañadas.
- < El término plasticidad cerebral expresa la capacidad adaptativa del sistema nervioso para minimizar los efectos de las lesiones a través de modificar su propia organización estructural y funcional.
- < La Organización Mundial de la Salud (1982) define el término neuroplasticidad como la capacidad de las células del sistema nervioso para regenerarse anatómica y funcionalmente, después de estar sujetas a influencias patológicas ambientales o del desarrollo, incluyendo traumatismos y enfermedades.

La plasticidad cerebral es la adaptación funcional del sistema nervioso central para minimizar los efectos de las alteraciones estructurales o fisiológicas, sin importar la causa originaria. Ello es posible gracias a la capacidad que tiene el sistema nervioso para experimentar cambios estructurales - funcionales detonados por influencias endógenas o exógenas, las cuales pueden ocurrir en cualquier momento de la vida.

La capacidad del cerebro para adaptarse y compensar los efectos de la lesión, aunque sólo sea de forma parcial, es mayor en los primeros años de la vida que en la etapa adulta. Los mecanismos por los que se llevan a cabo los fenómenos de plasticidad son histológicos, bioquímicos y fisiológicos, tras los cuales el sujeto va experimentando una mejoría funcional- clínica, observándose una recuperación paulatina de las funciones perdidas.

Las lesiones cerebrales provocan déficit motores, sensoriales, o cognitivos; éstos últimos constituyen la causa número uno de discapacidad y motivo de consulta en servicios de Neurología, Traumatología y Rehabilitación. Por eso muchas investigaciones en este campo se centran en la exploración de la función motora y los métodos para lograr una rehabilitación lo más completa posible. Las medidas terapéuticas que se toman desde el principio y una vez iniciada la rehabilitación en los pacientes persiguen el objetivo de estimular el establecimiento de cambios reorganizativos favorables (adaptativos) e inhibir aquellos que se consideren perjudiciales para la recuperación de los pacientes (mal-adaptativos) que involucran también cambios plásticos.

El principio de organización que fundamenta la aplicación de programas de intervención terapéutica para la recuperación funcional es la plasticidad cerebral. Es la capacidad de reorganizar y modificar funciones, adaptándose a los cambios externos e internos. La plasticidad inherente a las células cerebrales permite la reparación de circuitos corticales, integra otras áreas corticales para realizar funciones modificadas y responde a diversas afecciones. La capacidad del cerebro de adaptarse a los cambios tiene, además, importantes implicaciones en el aprendizaje.

Las respuestas desencadenadas por el SNC son más complejas, cuanto más exigente sean los estímulos ambientales. El cerebro necesita una intrincada red de circuitos neuronales conectando sus principales áreas sensoriales y motoras, es decir, grandes concentraciones de neuronas capaces de almacenar, interpretar y emitir respuestas eficientes a cualquier estímulo, teniendo también la capacidad en todo momento, en correspondencia con nuevas informaciones, de reajustar sus conexiones sinápticas y nuevos aprendizajes.

El SNC tiene una reserva numérica de magnitud considerable, es decir, que el número de neuronas con que contamos es muy superior a la que necesitaríamos para una función normal, la capacidad instalada en nuestro SN está muy por encima del que utilizaremos en la vida. Un ejemplo fácil de comprender; cuando comparamos las habilidades de un gimnasta con las de un hombre común, parecerá que el primero tiene un SN diferente, sin embargo, cuando se estudian los caracteres estructurales de ambos no se encontrará ninguna diferencia en la composición anatómica; la diferencia está en el establecimiento de nuevas relaciones funcionales de una ampliación en el uso de esa capacidad de reserva. Este es un ejemplo claro de la plasticidad del SN y es el fundamento del proceso del aprendizaje y la rehabilitación de funciones perdidas por lesiones del SN.

Tipos de plasticidad neuronal:

Se admite la posibilidad de que existen varios tipos de plasticidad neuronal, en los que se consideran fundamentalmente factores tales como edad de los pacientes, naturaleza de la enfermedad y sistemas afectados.

Por edades

- a) Plasticidad del cerebro en desarrollo.
- b) Plasticidad del cerebro en periodo de aprendizaje.
- c) Plasticidad del cerebro adulto.

Por patologías

- a) Plasticidad del cerebro malformado.
- b) Plasticidad del cerebro con enfermedad adquirida.
- c) Plasticidad neuronal en las enfermedades metabólicas.

Por sistemas afectados

- a) Plasticidad en las lesiones motrices.
- b) Plasticidad en las lesiones que afectan cualquiera de los sistemas sensitivos.
- c) Plasticidad en la afectación del lenguaje.
- d) Plasticidad en las lesiones que alteran la inteligencia.

Bibliografía.

- Acosta MT. Neurodesarrollo: integración de las perspectivas neurológica y neuropsicológica. In Espinosa E, Casasbuenas OL, Guerrero P, eds. Trastornos del neurodesarrollo y aprendizaje. Bogotá: Hospital Militar Central; 1999.

- Aguilar-Rebolledo F, Mateos-Gómez H. Transposición y trasplante de epiplón a cerebro y a médula espinal. Investigación experimental, conocimientos actuales y perspectivas de aplicación clínica. *Gac Med Mex* 1989;125:325-329. 14.
- Bach-y-Rita P. Brain plasticity as a basis for recovery.
- Cabrera MC, Sánchez C. La estimulación precoz. Un enfoque práctico. 13 ed. Madrid: Siglo XXI; 2002.
- Candel-Gil I. Atención temprana. Situación actual y perspectivas de futuro. n: Candel-Gil I, ed. Programa de atención temprana. 3 ed. Madrid: CEPE; 1999.
- Del Barrio, J.A: y Borragán, A. Síndromes específicos e individualidad de los apoyos. Parálisis Cerebral y Discapacidad Intelectual. Antonio Ruiz Bedia y Rosa Arteaga Manjón.
- García-Navarro ME, Tacoronte M, arduy I, Abdo , Galvizú R, Torres A, et al. Influencia de la estimulación temprana en la parálisis cerebral. *Rev Neurol* 2000; 31: 716-9.
- Goldstein LB. Effects of amphetamines and small related molecules on recovery alter stroke in animals and man. *Neuropharmacology* 2000; 39: 852-9.
- Gómez-Fernández L. Plasticidad cortical y restauración de funciones neurológicas: una actualización sobre el tema. *Rev Neurol* 2000; 31: 749-56.
- González, T., Alonso, M.L., De Bernardi, A., Clar, C., Fernández, C., Fuentesal, E., Nuñez, B., Sastre, M.J., Zuloaga, I. (2002). Atención educativa a las personas con Parálisis Cerebral y discapacidades afines. En Cuadernos de Parálisis Cerebral. Madrid. Confederación ASPACE.
- Levin HS, Grafman J. Cerebral reorganization of function after brain damage. Oxford: Oxford University Press; 2000.
- Morales B, Rozas C, Pancetti F, Kirkwood A. Períodos críticos de plasticidad cortical. *Rev Neurol* 2003; 37: 739-43.
- Mulas F, Millá MG. La atención temprana. Qué es y para qué sirve. *Summa Neurológica* 2002; 1: 31-5.
- Poyuelo, M. y Arriba, J.A. Parálisis Cerebral Infantil. Aspectos comunicativos y psicopedagógicos orientados al profesorado y a la familia. Málaga Aljibe.
- Poyuelo, M., P. Basil, C Le Métayer, M (2000). Logopedia en la Parálisis Cerebral. Diagnóstico y Tratamiento. Barcelona: Masson.
- Síndromes específicos e individualidad de los apoyos. Parálisis Cerebral y Discapacidad Intelectual. Antonio Ruiz Bedia y Rosa Arteaga Manjón.
- Subhash CB, Orlando JA. Neurociencia para el estudio de las alteraciones e la comunicación. Barcelona: Masson; 1997.
- Mazo, M. "An integral system for assisted mobility". *IEEE Robotics & Automation Magazine*. 2001. Vol.1.No 1. pp. 46-56.
- R. Breen, Gerasimov, V. Inertial Sensor Input Device. Patent. Agents: Fish & Richardson P.C. IPC8 Class: AG06F3033FI. 2008.
- Huang, H., Wolf, S.L. He, J. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. Vol. 11.pp. 3-11. 2006.
- Tsai, M., Liou, S., Chang, C., Lu, Y. Wireless inertial input device. Patent. Industrial Technology Research Institute. 2006.
- Rebramen, B., Teo, C.L., Zeng, Q., H. Ang, M., Burdel, E., Guan, C., Zhang, H., Laugier, C. "Controlling a wheelchair indoors using thought". *IEEE Intelligent systems*. 2007. pp. 1541-1672.

- Yang, J., Choi, E., Chang, W., Bang, W. Cho, S., Oh, J., Cho, J., Kim, D. A novel hand Gesture Input device based on inertial sensing technique. The 30th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronic Society. 2004. Korea.
- H.J. Luinge. Inertial sensing of human movement. Phd Thesis. 2002. Universidad de Twente.
- Mazo, M., Rodríguez, F.J., Lázaro, J.L., Ureña, J., García, J.C., Santiso, E., Revenga, P.A. "Electronic control of a wheelchair guided by voice commands". Control Eng. Practice, 1995, Vol. 3, No. 5, pp. 665-674.
- Civil Balcells, A. "TetraNauta: A wheelchair controller for users with very severe mobility restrictions". 1998. Proc. 3rd TIDE Congreso, Helsinki, Finland, pp. 336-341.
- 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.
- Palazuelos, S., Martín, J.L., García, J.C., Mazo, M., Aguilera, S. Estrategias de comunicación utilizando Predwin. Iberdiscap, 2000.
- European Commission. "Access to Assistive Technology in the European Union" Web access: http://ec.europa.eu/employment_social/publications/2004/cev503003_en.html
- International Standards for HCI and Usability. N. Bevan. International Journal of Human Computer Studies, 55(4), 533-552
- ISO 9241. Ergonomics of Human System Interaction by ISO
- ISO/IEC FDIS 9126-1. Software engineering. Product quality. Part1.
- E. M. Foxlin. Inertial orientation tracker apparatus method having automatic drift compensation for tracking human head and other similarly sized body. Patente 5807284. 1998. Massachusetts Institute of Technology.
- M. Hanheide, C. Bauckhage, G. Sagerer. Combining Environmental Cues & Head Gestures to Interact with wearable devices. ICMI 2005.
- M. Sodhi, B.Reimer, J.L.Cohen, E. Vastenburger, R.Kaars, S. Kirchenbaum. On road driver eye movement tracking using head-mounted devices. In Proc.Eye Tracking Research and application symposium, 2002, pp.61-68.
- C. Bauckhage, C., M. Hanheide, S. Wrede, G. Sagerer. A cognitive vision system for action recognition in Office environments. In Proc. Conf. On Computer Vision and Pattern Recognition, 2004, volume II, pp.827-833.
- R.E. Mayagoitia, A V. Nene, P.H. Veltink. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. Journal of Biomechanics. 2002. Vol. 35. pp. 537-542.
- D. Roetenberg. Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion. Phd Thesis. 2006. Universidad de Twente.
- J.G. Gonzalez, E.A. Heredia, T. Rahman, K.E. Barrer, G.R. Arce. Filtering involuntary motion of people with tremor disability using optimal equalization. In Proc. Of the 1995 IEEE Int. Conf. On systems, Man and cybernetics.
- J.G. Gonzalez, E.A. Heredia, T. Rahman, K.E. Barrer, G.R. Arce. Optimal digital filtering for tremor supresión. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000, 47(5):664-673.
- E. Rocon, J.A. Miranda, J.L. Pons TechFilter: Filtering undesired tremorous movements from PC mouse cursor. Journal of Technology and Disability, 18-, pp. 3-8, 2006

- Iriscom Sistemas, S.L. www.iriscom.org
- J.G. Gonzalez. A new approach to suppressing abnormal tremor through signal equalization. PhD Thesis, University of Delaware, 1995.
- P. Portero. Desarrollo de algoritmos de filtrado para el sistema de acceso al ordenador para personas con temblor, 2000, Trabajo Fin de Carrera. Universidad Politécnica de Madrid.
- P.O. Riley y M. Rosen. Evaluating manual control devices for those with tremor disability. J. Rehabil. Res.Dev., 24:99110, 1987.
- C. Riviere y P.Khosla. Augmenting the human-machine interface: improving manual accuracy. In IEEE International Conference on robotics and automation, volume 4, pages 3546-3550, April, 1997.
- Rocon, E. Reducción activa de temblor patológico de miembro superior mediante exosqueletos robóticos. PhD Thesis. 2006.

3.- Desarrollo de la plataforma interfaz para análisis de expresiones y gestos.

A continuación se abordó la construcción de la plataforma interfaz niño-computador con la que se registraría posteriormente los movimientos y expresiones de los niños para su análisis correspondiente. Para esta plataforma, como elementos transductores básicos se han elegido sensores inerciales tal como se propuso ya en la memoria de solicitud del proyecto. Estos representan una solución novedosa y una serie de ventajas como son sus bajas dimensiones y peso, la posibilidad de realizar la medida de movimientos, posturas, etc. sin necesidad de contacto, su bajo requerimiento energético y la riqueza de información que pueden suministrar. Efectivamente en este proyecto se han utilizado los sensores 3D de TECHNAID, socio del proyecto, que integran acelerómetros (aceleración y gravedad), giroscopios (velocidad angular) y magnetómetros (orientación angular absoluta por el campo terrestre), todos ellos, 3D. La información de los tres sensores es fusionada con el fin de realizar la estimación de la orientación de la unidad inercial y, de esta forma, conocer el movimiento de la parte del cuerpo donde está situada.

El interfaz de medida llamado ENLAZA se compone de los siguientes módulos (ver figura 1):

Módulo inercial

El módulo inercial está formado por un conjunto de sensores inerciales anteriormente mencionados y que se ubican en la cabeza del usuario con ayuda de una diadema con el fin de registrar los movimientos de cabeza. Con esta información es posible generar la información relativa a la orientación del cuerpo donde esté ubicado el sensor. Con este interfaz se plantea un concepto innovador donde el énfasis se encuentra en la particularidad de los usuarios, cuyas expresiones corporales distan en gran medida de los usuarios convencionales. En este sentido, ha sido necesario realizar un procesamiento específico de los datos para identificar patrones en este tipo de movimientos y poder separar el movimiento voluntario del involuntario. La unidad inercial tiene unas dimensiones de 27x35x13mm y pesa 27 gramos. Su tamaño miniaturizado y bajo peso hace posible su fácil instalación sobre el usuario. A diferencia de otros sistemas de medida ambulatoria, la unidad inercial presentada permite libertad de movimiento. La unidad 3D mide +/- 2.0 gauss (campo magnético), +/-500 grados/s

(velocidad angular) y +/- 3g (aceleración). Tiene una resolución angular de 0.05 grados, una precisión estática menor a un grado y una precisión dinámica alrededor de 2 grados RMS. La unidad inercial puede comunicarse con el computador a través de cable, con USB o por vía inalámbrica con Bluetooth, lo que resulta más conveniente para medidas ambulatorias o de movimientos bruscos.

Módulo de visión

Este módulo no estaba previsto incorporarlo pero se ha considerado conveniente ya que viene a resolver el problema de la hipotonía y ataxia para ejecutar movimientos de cabeza lo que impide registrar información mediante los sensores inerciales pero sí mediante la cámara web (de espectro visible) que se incorpora con la finalidad de registrar los movimientos oculares, que prácticamente controlan todos los usuarios, requiriendo un menor esfuerzo. Así este elemento es útil para proporcionar otra fuente de información adicional para aportar mayor robustez al sistema. Con la captura de la imagen del usuario, se puede realizar un seguimiento del iris con la posibilidad de analizar determinadas expresiones. Este módulo ha sido desarrollado en colaboración con otros proyectos del grupo u otros grupos de investigación externos al IAI-CSIC con los que se coopera actualmente.

Módulo procesador

El procesador se encarga de gestionar toda la información capturada. En principio se utilizó un PC convencional para el trabajo de laboratorio en la fase de análisis de datos adquiridos. A continuación, se empleó un PC de tipo portátil, pudiendo pensarse para una explotación comercial en uno del tipo PC-104 o similar. En las pruebas realizadas el PC se empleó además para generar una serie de ejercicios para estimular movimientos de cabeza determinados.

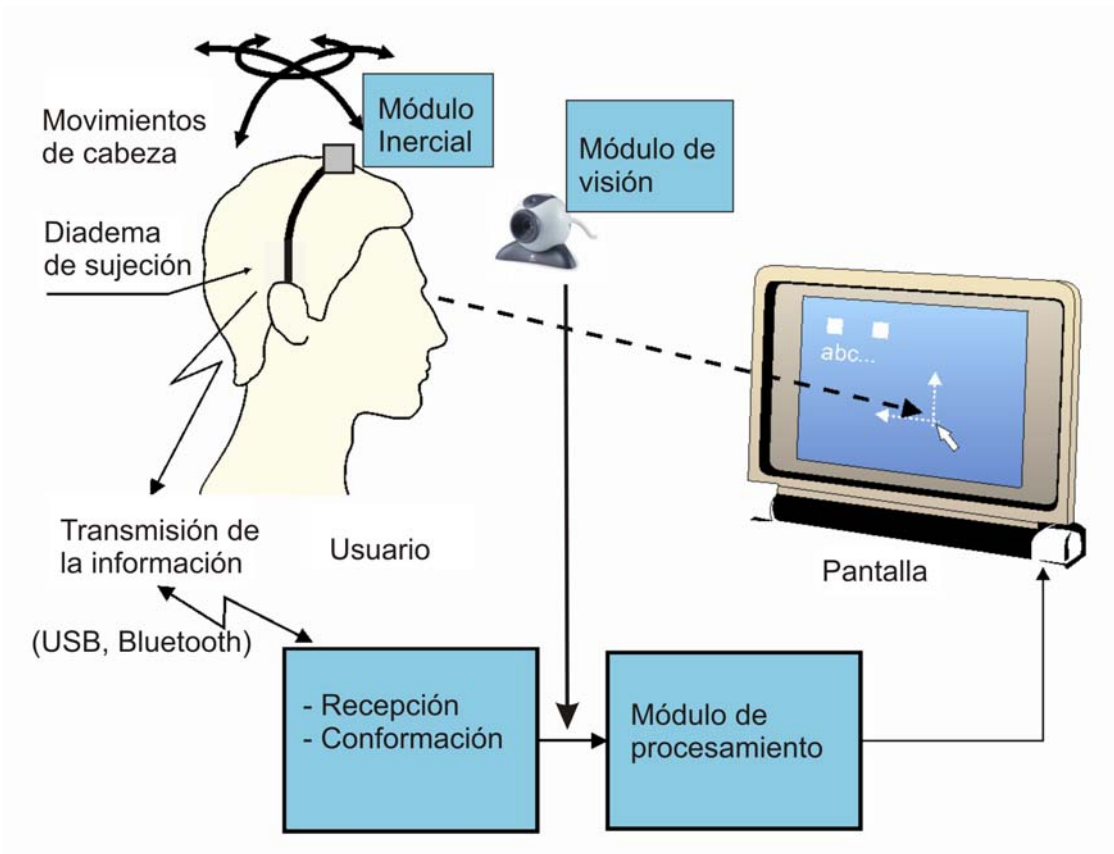


Figura 1. Esquema general del interfaz ENLAZA

La unidad inercial se sitúa sobre un casco comercial tal y como muestra la figura 2. Se trata de un dispositivo adaptable y ergonómico estudiado para estos fines.



Figura 2. Interfaz inercial ENLAZA

4.- Posicionamiento del puntero del ratón con el movimiento de la cabeza

4.1. Estimación de la orientación angular de la cabeza

En primer lugar, es necesario conocer la orientación angular de la cabeza, o lo que es lo mismo, de la unidad inercial situada en el casco. Para ello, la información inercial es

fusionada de forma que se realice una estimación de la orientación robusta y precisa. La información procedente del acelerómetro 3D es empleada para calcular la inclinación de la cabeza, es decir, el ángulo que forma con la vertical (con la gravedad). Como se ha comentado, la medida del acelerómetro (y_a) mide aceleración gravitacional (y_{ag}) más aceleración debida al movimiento (y_{am}). Para estimar la inclinación es necesario sustraer la aceleración debida al movimiento, aislando la aceleración gravitacional.

$$y_a = y_{am} + y_{ag}$$

Para reducir el efecto de la aceleración debida al movimiento se emplea un filtro IIR de cuarto orden. El filtro se diseñó de acuerdo a una caracterización del movimiento humano donde se demuestra que la mayoría de las actividades de la vida cotidiana se encuentran dentro de frecuencias comprendidas entre 0 y 1 Hz. Con este filtrado y normalizando la señal del acelerómetro, se calcula la inclinación, es decir, el ángulo que forma el eje vertical del sistema local (Z_L , unidad inercial) respecto al sistema de referencia o global (Z_G , dirección gravitacional).

La señal del magnetómetro (y_M) mide el campo magnético terrestre (y_{ME}) y es sensible a cualquier perturbación electromagnética del entorno (y_d):

$$y_M = y_{ME} + y_d$$

En ausencia de perturbaciones ferromagnéticas, la medida normalizada del magnetómetro nos ofrece la orientación en el plano horizontal (acimut) del sistema local o inercial ($[X_L Y_L]$) respecto al de referencia ($[X_G Y_G]$). Por tanto, fusionando ambas estimaciones podemos conocer la orientación local global ($[X_L Y_L Z_L]$).

Aunque es deseable que el interfaz se utilice en ausencia de elementos que puedan introducir perturbaciones, es conveniente conocer cuándo existe perturbación. El algoritmo aquí presentado detecta tales perturbaciones calculando el módulo del vector del campo magnético terrestre. Cuando éste supera el módulo del campo magnético terrestre en el punto de medida, existe perturbación magnética y la medida del magnetómetro ha de ser despreciada. En este momento, la orientación puede ser calculada con el giroscopio 3D, ya que, a través de la integración de la velocidad angular, se obtiene el ángulo girado para cada eje y, por tanto, la orientación en cada paso. Concretamente para ello se emplea la ecuación:

$${}^G R_S = f1(\varphi) + f2(\varphi) + f3(\varphi)$$

Siendo,

$$f1(\varphi) = (\varphi * \varphi^T * (1 - \cos(|\varphi|))) / |\varphi|$$

$$f2(\varphi) = I * \cos(|\varphi|)$$

$$f3(\varphi) = \sin(\varphi) / |\varphi| * [\varphi X]$$

Siendo φ el vector compuesto por el ángulo girado para cada uno de los ejes. Esta ecuación resuelve el conocido problema de la no conmutatividad de rotaciones finitas. La nueva orientación se estima como el producto entre la orientación del paso anterior ($t-1$) y la matriz ${}^G R_S$.

$$[X_L \ Y_L \ Z_L]_{(t)} = [X_L \ Y_L \ Z_L]_{(t-1)} * {}^G R_S$$

Cabe señalar que la frecuencia de muestreo del dispositivo es de 50Hz y que la frecuencia de los movimientos humanos en actividades de la vida cotidiana se encuentra entre 0 y 1Hz, y, por tanto, la tasa de actualización en el cálculo de la orientación cumple los requerimientos para la reconstrucción del movimiento en tiempo real. De esta forma, tenemos la orientación de la unidad inercial calculada con el giroscopio 3D. Así, cuando existe perturbación ferromagnética, la estimación de la orientación se realiza tomando la información del acelerómetro y del giroscopio y, en ausencia de dicha perturbación, de acelerómetro y magnetómetro.

El algoritmo presenta muy bajo coste computacional lo que resulta muy interesante para la ejecución en tiempo real e, incluso, para su integración dentro de la unidad inercial, dando ésta directamente la estimación de orientación. El algoritmo simplifica complejos filtros, como el de Kalman, adaptando el cálculo de la estimación a los requerimientos concretos de la aplicación en cuestión, a través de filtros de mayor sencillez y una lógica sencilla de decisión para discriminar el cálculo de orientación por el magnetómetro o el giroscopio, empleando la fusión sensorial para aportar mayor robustez.

4.1. Transformación de la orientación estimada en desplazamiento del cursor en la pantalla

Una vez se ha calculado la orientación de la unidad inercial se procede a traducir orientación en desplazamiento del cursor en la pantalla. Son dos movimientos, denominados cabeceo (pitch) y guiñada (yaw) los que se emplean para mover el cursor en la pantalla. El primero de ellos, se traduce en desplazamiento vertical, lo que corresponde con el movimiento de elevación del sensor y el segundo en desplazamiento horizontal, que corresponde con el movimiento en acimut. Es necesario un proceso de calibración para calcular los rangos angulares de la cabeza en vertical y horizontal. Estos rangos pueden ser introducidos manualmente al principio del uso o bien mirando durante un tiempo establecido hacia dos puntos de la pantalla. Este proceso se ha simplificado al máximo para no resultar tedioso, lo que es especialmente importante para usuarios con parálisis cerebral. Con ello se mide el rango angular del movimiento de la cabeza y se hace la correspondencia con el desplazamiento en píxeles de la pantalla. El desplazamiento horizontal (Δh_p) y vertical (Δv_p) del cursor se calcula de la forma:

$$\begin{aligned} \Delta h_p \text{ (pixel)} &= (h_p \text{ (pixel)} * \Delta h_\theta \text{ (rad)}) / h_\theta \text{ (rad)} \\ \Delta v_p \text{ (pixel)} &= (v_p \text{ (pixel)} * \Delta v_\theta \text{ (rad)}) / v_\theta \text{ (rad)} \end{aligned}$$

Donde h_p y v_p son el número de pixels correspondientes al ancho y alto de la pantalla, Δh_θ y Δv_θ son la variación angular (medido en radianes) horizontal y vertical para el paso actual, h_θ y v_θ son el rango angular total horizontal y vertical respectivamente, medido en el proceso de calibración. La figura 3 muestra un esquema general del cálculo del posicionamiento del puntero del ratón.

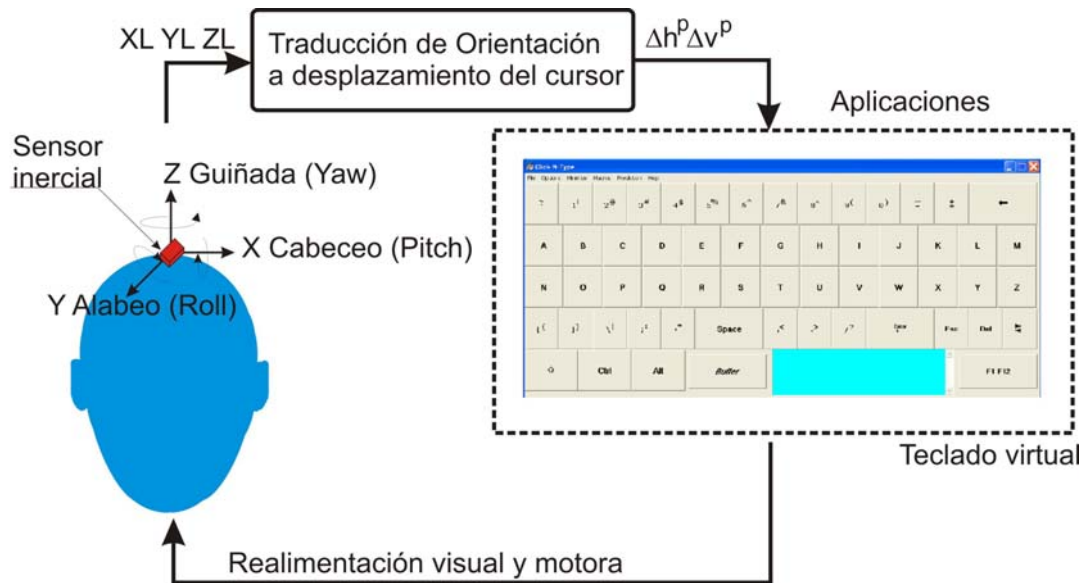


Figura 3. Esquema general del cálculo del posicionamiento del puntero del ratón.

5. Resultados y trabajos futuros

En la figura 4 se puede observar un ejemplo de la traducción de un movimiento del sensor, en un desplazamiento del cursor en la pantalla. Concretamente se trata de una primera rotación de 90° alrededor del eje Z. En la primera gráfica se puede observar como los vectores X e Y del sistema de referencia local pasan de 1 a 0, es decir un giro de 90° (representación normalizada). El vector Z queda inalterado puesto que se trata de un giro alrededor del mismo. Este movimiento se traduce en un desplazamiento en dirección horizontal en la pantalla. En este caso, la calibración se realizó con un rango angular de 180° en el movimiento horizontal (yaw).

Por ello, si la resolución de la pantalla es 1024 pixels, el desplazamiento que produce un giro de 90° es la mitad, es decir 512 pixels. Posteriormente, se puede observar un giro de 90° alrededor del eje X. De forma análoga al caso anterior, son los ejes Y y Z los que cambian y el X el que permanece inalterado. En este caso, el movimiento efectuado (pitch) provoca un desplazamiento en la dirección vertical de la pantalla. Los sensores presentan una resolución angular de 0.05° RMS, una precisión estática menor a un grado y una precisión dinámica de 2° RMS.

En cuanto a la validación del sistema inercial con usuarios, se han empleado herramientas útiles para la evaluación objetiva de interfaces. En la última década se han elaborado numerosas normas internacionales que marcan las líneas de actuación cuando se concibe un nuevo diseño tecnológico y ayudan a coordinar estándares nacionales, facilitando el intercambio de información. Principalmente, las normas ISO (International Organization for Standardization) e IEC (Electro technical Commission) han introducido términos como usabilidad, efectividad o viabilidad en el contexto de los interfaces persona-máquina. Una de las normas más populares es la ISO 9241 que define el concepto de usabilidad y expone cómo se ha de identificar la información útil para evaluar la usabilidad de un producto tecnológico atendiendo a medidas de la satisfacción del usuario y efectividad y eficiencia del producto. En la mayoría de los

desarrollos, los conceptos que aparecen en estas normas pueden resultar obvios pero en realidad conviene repasarlos en distintas etapas de la creación del nuevo dispositivo. El concepto de satisfacción está relacionado con la aceptación de la tecnología. Es importante tenerlo en cuenta ya que el grado de sofisticación de la tecnología puede aumentar la complejidad del dispositivo, disminuyendo la facilidad de uso. Desde este punto de vista, es recomendable que el interfaz sea fácil de usar e intuitivo, es decir, que su funcionalidad sea similar a las tareas naturales que pueda hacer el usuario.

En principio, antes de realizar pruebas con usuarios con deficiencias neuromotoras, se analizaron y probaron diversas estrategias de operación en laboratorio por el personal investigador del equipo, variando la posición del módulo sensor a incluso la transmisión física con y sin hilos. Esto permitió hacer la puesta a punto sobre los modelos y los algoritmos explicados en el apartado anterior. Era difícil simular los problemas de rigidez, espasticidad, etc de los niños con PC por lo que se hicieron una serie de pruebas elaborando para ello un determinado protocolo. Las pruebas iniciales se realizaron utilizando la pantalla del PC, no obstante para las pruebas con los niños se optó por usar una pantalla de proyección de grandes dimensiones colocada frente al usuario para lograr un ambiente más confortable de operación y una mayor atención del niño. Se calculó la separación niño-pantalla de forma que, con las dimensiones de la pantalla se obtuviesen los mismos ángulos de cabeza (alabeo-elevación y guiñada-azimut) equivalentes a los de la pantalla de PC con una separación menor.

Las pruebas a nivel de laboratorio con sujetos sanos mostraron resultados positivos cumpliendo los índices establecidos por la norma ISO 9241. En la siguiente figura se muestra el seguimiento de un objetivo (circular de 30 píxeles de diámetro) que se mueve por la pantalla. Se puede observar como el usuario tarda tan sólo 35 segundos en alcanzarlo 15 veces, lo que demuestra la destreza con la que se puede controlar el puntero del ratón con el interfaz inercial.

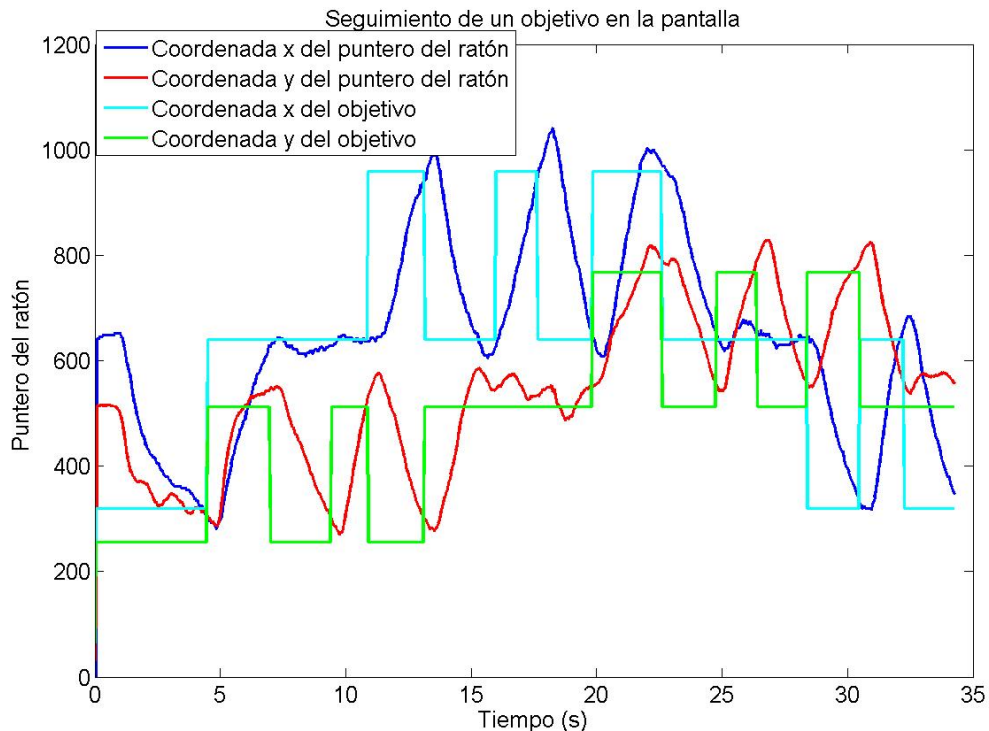


Figura 4. Seguimiento de un objetivo en la pantalla.

Las pruebas realizadas en diferentes sesiones en el centro de ASPACE-Cantabria con sujetos con Parálisis cerebral se llevaron a cabo bajo los protocolos configurados por todo el personal participante en el proyecto. En ellas participaron cuatro usuarios que presentaban cuadros de plurideficiencia. Desde el diagnóstico funcional-motriz, dos usuarios presentaban tetraplejía espástica, otro tetraplejía espástica y atetósica (mixta) y, por último, otro tetraplejía distónica. Además tres de los cuatro usuarios presentaban un rendimiento intelectual dentro de los límites de la normalidad y un caso presenta una discapacidad intelectual de grado medio. En cada uno de ellos se analizó el grado de destreza para realizar diversos ejercicios y su relación con alteraciones como tono cervical (hipertonía e hipotonía), movimientos asociados (balísticos, distónicos, atetósicos) y su capacidad intelectual. Como se ha indicado anteriormente las pruebas en ASPACE-Cantabria se realizaron utilizando el módulo inercial (cabeza) y el de visión (cámara web frente a usuario) y una pantalla sobre la que se proyectaba los motivos de interacción, subrayados por efectos acústicos mediante generación de sonidos por altavoces asociados al PC- procesador.

En las pruebas se puso de manifiesto la diversidad existente en las diferentes manifestaciones que tiene la Parálisis Cerebral. Alteraciones del tono muscular por ejemplo, influyen notablemente en la capacidad de control. Para aquellos usuarios que presentan hipertonía (tono muscular incrementado), el seguimiento del cursor aleatorio provoca movimientos espasmódicos de una posición a otra, dificultando el seguimiento de cada una de las posiciones. Esto demuestra que ante determinados estímulos sensoriales no esperados se producen reacciones de sobresalto, causando movimientos rápidos e involuntarios, lo que se conoce como movimientos balísticos.

En el caso del seguimiento de un cursor cuya secuencia es conocida, el usuario se encuentra preparado para la estimulación pudiendo predecir la siguiente posición. Esto causa un mayor control del movimiento y reducción de espasmos. Alteraciones como la distonía provoca movimientos que tienden a ser continuos y con un patrón repetitivo. Esto resulta especialmente interesante en nuestro caso, puesto que el primer objetivo es detectar movimientos repetitivos que puedan ser filtrados mediante procesamiento. Por otra parte, los movimientos atetósicos producen movimientos involuntarios que enmascaran e interfieren con los movimientos voluntarios. En usuarios con hipotonía (tono muscular disminuido), la cabeza puede estar de forma continua en situación de reposo, generalmente inclinada sobre un hombro. En estos casos, la información ocular resulta especialmente interesante ya que se puede obtener más información de intencionalidad. Por otra parte, el estado emocional y el grado de colaboración del usuario influyen decisivamente en la capacidad para realizar una tarea. En algunos ejercicios se observó que la concentración para realizar un determinado ejercicio parece disminuir movimientos incontrolados debido al mejor control emocional, que produce, a su vez, mayor control voluntario de movimientos, facilitando así la ejecución de la tarea.

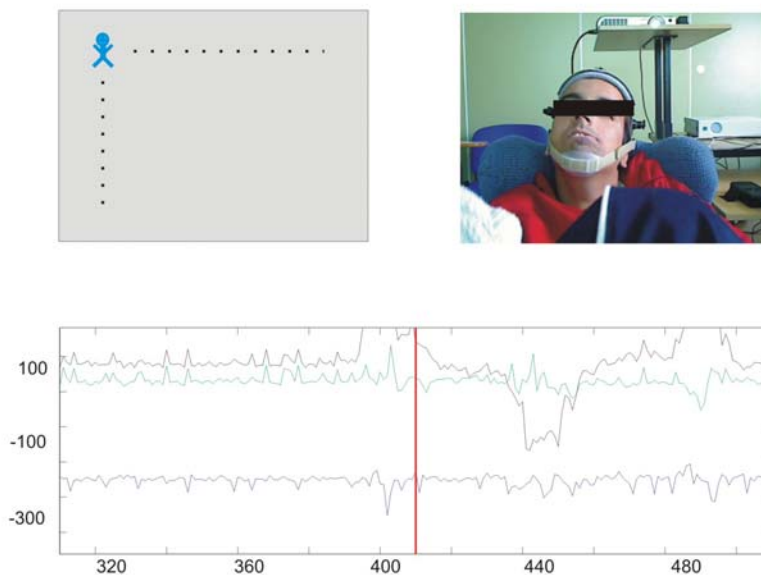


Figura 5. Pruebas realizadas en Aspace-Cantabria.

Como conclusión final se puede afirmar que la creación de un interfaz de este tipo tiene doble funcionalidad. Por un lado, posibilitar la interacción persona-ordenador que puede mejorar considerablemente la calidad de vida de estos usuarios, aumentando su capacidad comunicativa tal como se previó desde el principio. Por otro lado, se trata de una herramienta de rehabilitación puesto que se espera que una realimentación entre la acción que realiza el usuario (biofeedback) y el efecto producido en la pantalla del ordenador pueda mejorar considerablemente el control de movimientos voluntarios, tal como se ha constatado en algún caso.

Como resultados principales del proyecto pueden citarse las siguientes publicaciones:

- Nuevos Canales de interacción Persona-Computador. Sistemas BCI. R. Ceres, L. Barrios. Seminario conjunto CASEIB-RETADIM, Congreso CASEIB 2007
- Metodología para medida objetiva de movimientos de cabeza evocados en niños con parálisis cerebral Raya R., Torricelli D., Ceres R., Rocon E., González T, Ruiz A.v congreso Iberdiscap 2008.
- Feasibility in human machine interfaces for elderly people R. Raya, D. Torricelli, E. Rocon, R. Ceres, A. Frizera, J.L. Pons, Congreso ISG08 Pisa, 2008.
- Premio al mejor trabajo en el área de bioingeniería en 2009. Comunicador inercial para potenciar la autonomía de niños con parálisis cerebral. R. Raya, R. Ceres, E. Rocon, A. Frizera, J.L. Pons. Jornadas de Automática XXX 2009.

Sin duda, el más importante de ellos es el trabajo presentado con éxito en 2008 como Proyecto de Tesis doctoral. Calificación: 10 puntos.

- Interfaz gestual basado en información inercial para discapacidad y robótica
Alumno: Rafael Raya López
Directores: Dr. Ramón Ceres Ruiz y Dr. Eduardo Rocon de Lima
Instituto de Automática Industrial- Consejo Superior de Investigaciones Científicas.
Tutor: Dr. Luis Miguel Bergasa
Departamento de Electrónica- Universidad de Alcalá de Henares, Madrid, 2008
- Trabajo tutelado de investigación. Calificación: 9 puntos.
Construcción de un vehículo robótico para niños con parálisis cerebral y estudio de un interfaz alternativo para su conducción.
Autor: Rafael Raya López. Universidad de Alcalá de Henares. 2008.

Referencias

- [1] Bax, M. (1964) Terminology and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 6:295-7.
- [2] Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, Jacobsson B, Damiano D. (2005) Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 47: 571–576.
- [3] Bortz, J. A New Mathematical formulation for Strapdown Inertial Navigation. (1970). *IEEE Transaction on Aerospace and Electronic Systems.* Vol. AES.-7, No. 1, pp. 61-66.
- [4] Deutsch J.E., Borbely M., Filler J., Huhn K., Guarrera-Bowlby P. (2008) Use of a Low-Cost, Commercially Available Gaming Console (Wii) for Rehabilitation of an Adolescent With Cerebral Palsy. *Physical Therapy.* 88: 1196-1207.
- [5] Ferraris, F., U. Grimaldi, and M. Parvis. (1995) Procedure for Effortless In-Field Calibration of Three-Axis Rate Gyros and Accelerometers. *Sensors and Materials,* 1995. 7(5): p. 311-330.

- [6] Johnson A. Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Developmental Medicine & Child Neurology* (2002), 44:9:633.
- [7] Jones, M.A. and McEwen, I. and Hansen, L. Use of Power Mobility for a Young Child With Spinal Muscular Atrophy. *Physical Therapy*. Vol. 83, No. 3, March 2003, pp. 253-262.
- [8] Jones, M.W. and Morgan, E. and Shelton, (2007) J. Cerebral Palsy: Introduction and diagnosis (Part I). *Journal of Pediatric. Health Care*. Vol. 21. No. 3. pp. 146-152.
- [9] Ketelaar, M. and Verneer, A. and Hart, H. and van Petergern Beek, E. and Helders, PJ. (2001) Effects of a functional therapy program on motor abilities of children with cerebral palsy. *Physical Therapy*. Vol. 81. No. 9. pp. 1534-1545.
- [10] H. J. Luinge P. H. Veltink. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Med. Biol. Eng. Comput.* 43, 273–282.
- [11] Mann K. A., Werner F. W., Palmer A. K., (1989) Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living, *Journal of Orthopedic Research* 7 (2) 304–306.
- [12] Moreno J.C., Rocon E., Ruiz A., Brunetti F., Pons J.L. (2006) Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: application on leg orthoses. *Journal of Sensors & Actuators B*, 118, pp. 333-337.
- [13] Mutch L, Alberman E, Hagberg B, Kodama K, Perat MV. (1992) Cerebral palsy epidemiology: where are we now and where are we going? *Developmental Medicine and Child Neurology* 34: 547–551.
- [14] Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, et al. (1997) Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 39: 214–223.
- [15] Roetenberg D. Inertial and magnetic sensing of Human Motion. (2006) Universidad de Twente. Tesis.
- [16] Sobh T., Skejić E., Durek M. Assistive technologies for physically handicapped persons. (2007) Editor: Springer Netherlands. ISBN 978-1-4020-6267-4.