

Control electrónico de una silla de ruedas motorizada para personas con tetraplejía

Mauro Gabriel Bravo Barranco¹, Víctor J. Toranzos² y Oscar G. Lombardero³

RESUMEN

La posibilidad de brindar una ayuda tecnológica a una persona que sufre una condición de tetraplejía y/o síndrome de encerramiento, motivó el desarrollo de este trabajo, como un sistema capaz de proveer movilidad a través de una silla de rueda motorizada, comandada o por movimientos de la cabeza o por medio de sus ojos, independientemente.

Las señales eléctricas provenientes de los sensores de movimiento o de electromiografía, están administradas por un microcontrolador, que forma parte de un sistema de captura que las interpreta como órdenes para realizar una acción mecánica determinada, como ser el avance, la detención o el giro de la silla.

La meta principal fue posibilitar a una persona con una discapacidad motriz importante y usuario de una silla de ruedas motorizada, que se pueda trasladar en forma autónoma, generándole mayor motivación y autosuficiencia para realizar un desplazamiento, especialmente si sufre de una

condición de tetraplejía. Esto se traduciría en una mejor calidad de vida y elevación de su autoestima. Este trabajo fue desarrollado en el GRIER, Grupo de Ingeniería en Rehabilitación de la FACENA UNNE.

INTRODUCCION

En la actualidad, según la Organización Mundial de la Salud (OMS), más de mil millones de personas viven con alguna forma de discapacidad, esto es un 15% de su población total. De ellas, casi 200 millones experimentan dificultades considerables en su motricidad.

En la República Argentina, la Encuesta Nacional de Personas con Discapacidad (ENDI), en el año 2010 sostuvo que sobre una población de algo más de 36.000.000, existían en el país 2.176.123 de personas con discapacidad (casi un 6%), de los cuales 1.165.551 eran mujeres y 1.010.572 varones. De esta cifra se detalló que un 39,5% sufría discapacidad motriz, 22% visual, 18% auditiva, 15,1% mental, 3,8% del habla y 1,6% otras discapacidades.

^{1,2,3} GRIER Grupo de Ingeniería en Rehabilitación. FACENA UNNE. osguilom@yahoo.com.ar, victoranzos@gmail.com,

La Ingeniería en Rehabilitación, basada en la ciencia y los principios de la ingeniería tiene el objetivo de atenuar, mejorar o disminuir las dificultades físicas que sufren las personas con discapacidad y lograr que alcancen una mejor calidad de vida a partir del desarrollo de dispositivos tecnológicos.

Lesión medular

La médula espinal es la interconexión neuronal más importante del cuerpo, pues recoge información de los brazos, las piernas, el pecho y la espalda y la envía al cerebro permitiendo que la persona sienta y perciba, y de igual manera envía órdenes a los distintos órganos para respirar, caminar y movilizarse. Una lesión medular es un daño que se presenta en la médula espinal, por una enfermedad o un accidente, y origina pérdida del control de movimientos y/o sensibilidad. Si las lesiones se producen a nivel cervical queda afectada la movilidad de las cuatro extremidades, produciéndose una situación de tetraplejía.

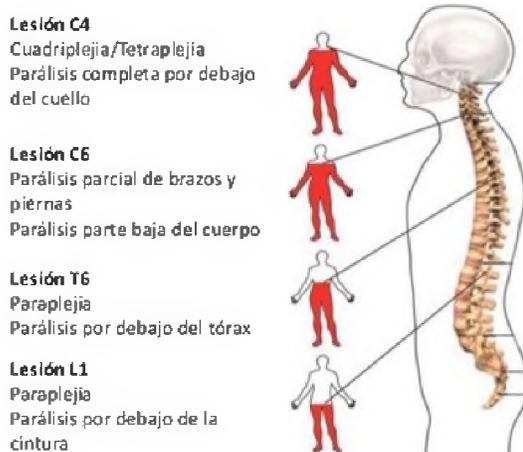


Fig. 1. Tipos de lesiones medulares

Tetraplejía y síndrome de enclaustramiento

La tetraplejía o cuadriplejía se produce por parálisis total o parcial de brazos y piernas causada por un daño en la médula espinal, específicamente en alguna de las vértebras cervicales. El síndrome de enclaustramiento (SLI) o cautiverio es una dolencia causada por una lesión en el tallo cerebral. Este tipo de patología se caracteriza por presentar tetraplejía y anartria (trastorno de la articulación de la palabra), pero con preservación de la conciencia, la visión, la audición y la respiración. Esto puede deberse también a una desmielinización extensa de las fibras nerviosas.



Fig 2. Persona con tetraplejía auxiliada con un brazo robótico

Silla de ruedas motorizadas

Aparte de las sillas de ruedas mecánicas convencionales, existe otro grupo que están impulsadas por un motor eléctrico que genera el movimiento rotatorio de las ruedas, permitiendo el reemplazo del esfuerzo muscular de la persona con dificultades motrices en los brazos, pero con movilidad en las manos para actuar sobre el control del movimiento. En la Fig. 3 podemos observar

este tipo de silla y en la Fig. 4 el detalle del control a través de un Joystick, incorporado a la misma.



Fig. 3 Silla de rueda motorizada



Fig. 4. Comando de la silla tipo joystick

La idea de este proyecto fue reemplazar el sistema de control (Joystick) por un sistema de sensores de movimiento de los ojos (electrooculograma), e independientemente, también con la cabeza, a través de las señales provenientes de un acelerómetro

– inclinómetro, para comandar los motores de la silla motorizada y por la tanto su desplazamiento.

Electrooculografía.

El Electrooculograma (EoG) registra las variaciones de voltaje que ocurren con el movimiento angular del ojo, ya que la esfera ocular es desde el punto de vista eléctrico, un dipolo, con su parte positiva en la córnea y negativa detrás de la retina. Este potencial córneo-retiniano se produce por hiperpolarizaciones y despolarizaciones de las células nerviosas de la retina. El valor de amplitud del EOG varía entre 50 y 3500 μV , con un rango de frecuencias entre DC o continua a 100Hz. Para registrarlo se emplean electrodos periorbitales de Ag-ClAg.

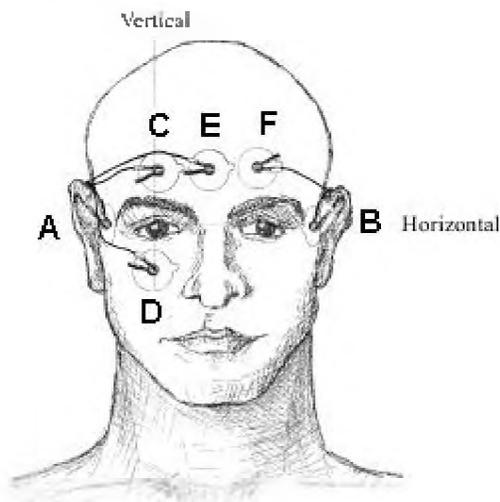


Fig. 6 Posición de los electrodos de EoG

Acelerometría

Un acelerómetro es un sensor destinado a medir aceleraciones, que no es la misma que la aceleración de coordenadas (cambio de la velocidad del dispositivo en el espacio), sino que es el tipo de acelera-

ción asociada con el fenómeno de peso experimentado por una masa de prueba que se encuentra en el marco de referencia del dispositivo.



Fig 7. Módulo acelerómetro de Freescale

Este dispositivo permite convertir los movimientos de la cabeza de la persona, en señales que el μC interpreta y traduce en movimientos de las ruedas, para lograr el avance, el retroceso o el giro de la silla.

MATERIALES Y METODOLOGÍA

Se emplearon dos fuentes de señal como se había descrito anteriormente, según el tipo de control a realizar. Una proveniente del movimiento de los ojos, conocido como electro-oculograma (EOG), que tiene las mismas características de un registro de electromiografía, ya que detecta el movimiento de los músculos de los ojos, y otra señal que proviene de un acelerómetro, que detecta el movimiento de la cabeza en el plano sagital y en el plano coronal. En la Fig. 5 se puede apreciar el diagrama en bloques del sistema completo.

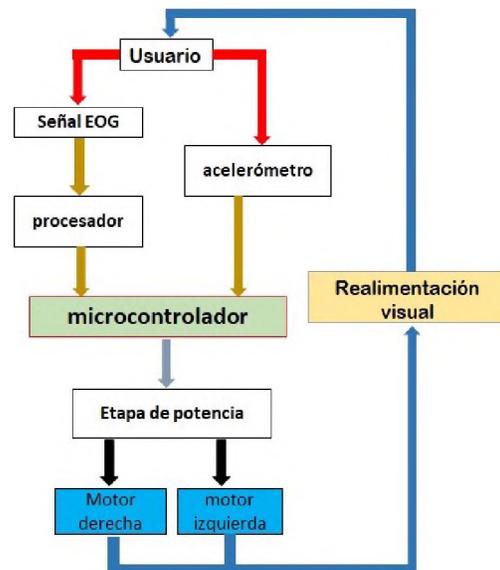


Fig. 5. Diagrama en bloques del sistema

El usuario genera las señales de acuerdo a la manera como desea controlar la silla. En el caso del EOG la señal debe procesarse previamente para extraer el ruido, y para adecuarla a los niveles de amplitud necesarios para ingresarla al convertor ADC del μC . En el caso del acelerómetro, la señal de control se puede ingresar directamente ya que se maneja con niveles digitales con el protocolo I2C. El microcontrolador genera las secuencias necesarias para controlar los motores, a través de una etapa de potencia alimentada por las baterías de 12V 45Ah que vienen incorporadas a la silla. El sistema se autoregula a través del mismo usuario que combina las acciones de control conforme a la dirección que desea darle.

El inconveniente que presenta el proceso del registro es la presencia de ruido ambiente que puede llegar a ser del orden

de la señal, para lo cual se debieron analizar previamente las distintas clases de interferencias. Estas provenían de acoplamientos capacitivos, desadaptación de impedancias e inconvenientes en la interface electrodo-piel. Estas interferencias se lograron disminuir con distintas técnicas de tipo estándar, como ser utilizando cable cortos, mallados y entrelazados.

Para llevar a cabo esta doble función de sensado, se empleó una vincha adecuada a este fin que tenía en sus extremos frontales laterales los electrodos para obtener el EoG y al costado el acelerómetro para detectar el movimiento de la cabeza, como se puede apreciar en la Fig. 8.



Fig 8. Vincha con los sensores de EoG y movimiento

CONCLUSION

En base al objetivo planteado, el equipo diseñado fue capaz de captar las señales provenientes de los movimientos oculares y de los movimientos de cabeza captados por el acelerómetro, de procesarlas, y de ejecutar las órdenes de desplazamiento de la silla.

En cuanto al ruido eléctrico presente en el ambiente, tanto externo como interno al procesador de señales, el sistema demos-

tró una inmunidad destacable debido a la implementación de una fuente de alimentación aislada, como supresora de interferencias, y a la utilización de baterías. Cabe destacar que los componentes son fácilmente adquiribles en el mercado local.

Entre las limitaciones observadas se destacan los cambios bruscos de velocidad, el empleo de cables desde la vincha hasta el equipo, la utilización de electrodos autoadhesivos, los cuales pueden producir irritación de la piel en tiempo prolongados. En el modo EoG, la incapacidad de la persona de observar hacia los costados sin que la silla de ruedas gire hacia el lado observado.

Como puntos a mejorar del proyecto se sugiere la implementación de un acelerómetro con giróscopo de manera que las órdenes de giro izquierda/derecha puedan realizarse girando la cabeza hacia ambos lados y no inclinándola hacia la derecha/izquierda. Además se sugiere el desarrollo de un sistema inalámbrico en la vincha que sustituya al cableado de la misma. Por último se propone el agregado de un joystick manual el cual permita a personas con paraplejía poder utilizar el sistema además de las personas con tetraplejía y LSI.

BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Benítez del Castillo JM, Pérez JL, Benítez del Castillo J, Pérez E. Potencial de reposo de la retina. Electro-oculograma.
- [2] Benítez del Castillo JM, Pérez JL, Pérez E. Manual Básico de electrofisiología ocular y sus aplicaciones en la clínica. Jerez de la Frontera: MAC LINE, S.L; 2002. p. 27-36.

- [3]. Urtubia Vicario C, 1997 Neurobiología de la Visión, Edicions UPC, Barcelona, España. ISBN: 84-8301-356-8
- [4]. Hugo Cantore, "Causas y consecuencias de la discapacidad.", asignatura Ingeniería en Rehabilitación, Universidad Nacional de Córdoba, 2010.
- [5]. Celestino B. Brutti, Aníbal J. Sattler, Darío Albacetti, Alberto R. Canavelli y Carlos B. Donisi, "Motorización de Sillas de Ruedas Convencionales: Unidad totalmente desarmable y con exclusivo sistema de desacople de motores para tracción manual", Facultad de Ciencias de la Vida y la Salud - Universidad Autónoma de Entre Ríos -Argentina, 2004.
- [6]. Brian W. Evans . Arduino Notebook: A Beginner's Reference, San Francisco, California, 94105, USA, 2007
- [7]. Rafael Enriquez Herrador, Guía del usuario de Arduino, Universidad de Córdoba, 13 de noviembre de 2009.
- [8]. Electrónica de Potencia - Circuitos, Dispositivos y Aplicaciones. Muhammad H. Rashid, Prentice Hall Hispanoamericana, S.A., 1993.
- [9]. Power Electronics. Converters, Applications, and Design (2ª edición). N. Mohan, T. M. Undeland, W. P. Robbins, Editorial: John Wiley & Sons, 1995.