

## DISPOSITIVO DE ASISTENCIA A DISCAPACITADOS MOTORES: SWITCH CONTROLADO POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Marcelo Haberman y Enrique Spinelli

LEICI-Departamento de electrotecnia, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de La Plata  
CC91 (1900), La Plata, Argentina.

Consejo de Investigaciones Científicas y Tecnológicas (CONICET).  
marcelo.haberman@ing.unlp.edu.ar

### Introducción

La investigación para el desarrollo de ayudas tecnológicas en casos de discapacidades motoras severas es un tema de creciente interés en la comunidad. Particularmente, con la difusión y ubicuidad de las computadoras personales (PC), es cada vez más frecuente encontrar dispositivos que facilitan el acceso a las mismas, de manera de hacer uso del potencial de estos equipos. Tales dispositivos de ayuda se conocen en forma genérica, entre otras denominaciones, como Dispositivos de Asistencia o Asistivos, los cuales a su vez son tipos particulares de Interfaces Hombre-Computador (HCI). Estos dispositivos pueden pensarse como canales de comunicación alternativos, que brindan un reemplazo para el canal natural **Intención** -> Cerebro -> Nervio -> Músculo -> **Acción** afectado por alguna patología. Esto es posible siempre y cuando el sujeto pueda modular a voluntad alguna señal o variable factible de medir.

Las investigaciones en este ámbito han dado lugar al desarrollo de dispositivos basados en muy diversos tipos de señales, como por ejemplo el movimiento de la cabeza (MUSIC 2009), el de los ojos (CHIN 2008), de la lengua (HUO 2008), o incluso señales electrofisiológicas como electroencefalograma (EEG) o electromiograma (EMG).

En el presente trabajo, se propone la utilización de señales de EMG. Estas señales tienen su origen en los potenciales eléctricos (potenciales de acción) que se desarrollan en las membranas de las fibras musculares al intentar contraer un músculo. La detección de una contracción muscular, por más débil que sea, permite establecer una vía de comunicación alternativa entre un usuario y su entorno. En este sentido, se ha desarrollado un sistema completo que, a partir de la detección de una contracción muscular, envía un evento a la PC a través de un puerto USB emulando el click del mouse, permitiendo así, sin instalar software alguno, el control de numerosos programas asistivos controlables solo por un click.

El sistema consta de diferentes bloques constitutivos, que pueden observarse en la figura 1:

- Electrodos y acondicionamiento de señal: Este bloque adapta las señales de EMG superficiales a la entrada del convertidor AD. Las señales de EMG superficial poseen un piso de ruido entre  $5\mu\text{V}$  y  $10\mu\text{V}$ , generado mayoritariamente en la interfaz electrodo-piel y amplitudes máximas de algunos mV (dependiendo del músculo y del nivel de contracción), en el ancho de banda de 30Hz a 300Hz se encuentra la mayor parte de la energía de estas señales (MERLETTI 2005). Para capturar las señales de EMG sobre la piel, se escogieron electrodos descartables de Ag-AgCl para ECG, que también son útiles para EMG, tienen un broche conector y además poseen un adhesivo que permite fijarlo mecánicamente a la piel. Los electrodos, además de ruido, introducen una impedancia grande y variable ( $10\text{k}\Omega$  a  $1\text{M}\Omega$ ) y una tensión de offset de decenas a cientos de mV.

Se confeccionó una placa de circuito impreso a la que se conectan los electrodos de medida y uno extra para la realimentación de modo común. En la cara superior se encuentran los componentes de montaje superficial que conforman un amplificador de instrumentación (INA) completamente diferencial de ganancia  $G_{DD}=10V/V$ . Este está formado por dos de los cuatro amplificadores operacionales de bajo ruido del TLC2274 de Texas Instruments. El INA tiene la función de entregar una señal de baja impedancia al convertor AD, compatible su rango de entrada y piso de ruido. Un tercer amplificador operacional es utilizado para conformar un lazo de realimentación de modo común (circuito DRL) e incrementar el rechazo de modo común (CMRR). Esta configuración de electrodos preamplificados incrementa el rechazo de interferencia electromagnética (EMI), favorece el CMRR por la alta impedancia que presenta el amplificador y permite la utilización de cables flexibles, ya que no requiere blindaje electromagnético. En este caso se utilizó cable plano de 4 conductores, un par para la señal diferencial amplificada y otro par para la alimentación del preamplificador.

- Conversión AD: Se utiliza el convertor AD ADS1259 de Texas Instruments, de tecnología sigma-delta. Este dispositivo posee una referencia interna de 2,5V, entrada diferencial de tensión, con un rango de entrada de  $\pm 2,5V$  en modo diferencial y de 0V a 5V en modo común. La salida digital es a través de una interfaz serie sincrónica (SPI), entregando cada muestra en un código de 24 bits. El convertor posee un ruido propio referido a su entrada, que para la configuración establecida (1200SPS, filtro sinc<sup>2</sup>) es de  $14\mu V_{PP}$ . Referido a los electrodos, este ruido es de  $1,4\mu V_{PP}$ , aproximadamente 5 veces menor al producido en la interfaz electrodo-piel.
- Aislación del usuario: Por razones de seguridad, el usuario debe estar aislado de tierra y sobre todo de la línea de tensión de 220V o cualquier otro potencial eléctrico que pueda ocasionar daños a su salud, aún en casos de falla en el sistema. La norma de seguridad para equipamiento médico IEC60601-1 establece diversos requisitos en cuanto a la aislación y corrientes de fuga del usuario a tierra. En este sentido se ha escogido el circuito integrado ADUM6401 de Analog Devices que, cumpliendo los requisitos de aislación de la norma IEC60601-1, implementa la aislación de la fuente de alimentación del bioamplificador y del convertor AD, así como de las líneas digitales de la interfaz SPI.
- Alimentación: La energía para el funcionamiento del equipo se obtiene del puerto USB de la PC, que entrega 5V nominales y garantiza hasta 100mA, pudiendo suministrar hasta 500mA si la PC lo soporta. Todos los circuitos integrados utilizados funcionan con 5V de alimentación, por lo que no fue necesario adaptar niveles de tensión. El ADUM6401, previamente mencionado, implementa la aislación de dicha fuente, entregando también 5V, pero aislados del potencial del USB de la PC.

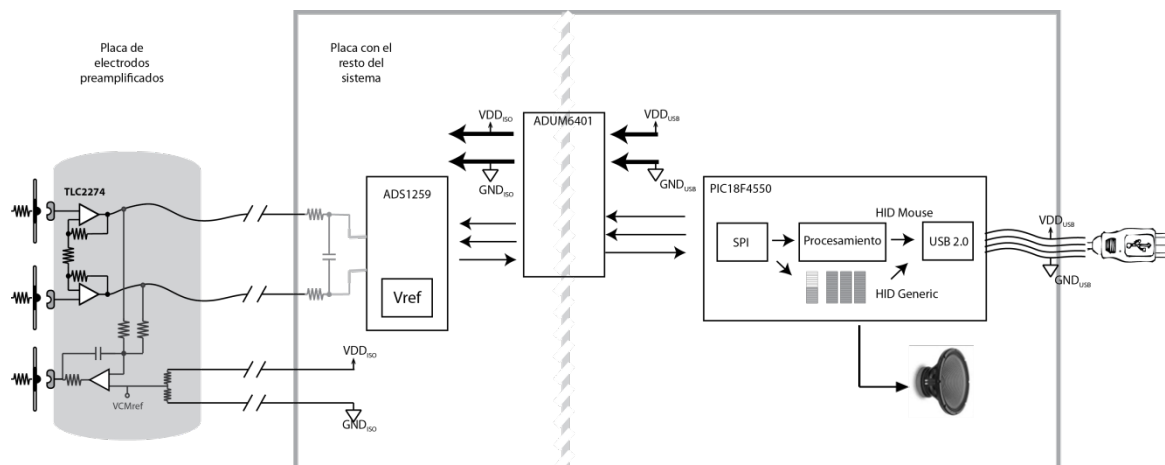


Figura 1: Esquema simplificado del hardware del sistema

- **Procesamiento Digital:** El procesamiento de las señales digitalizadas se lleva a cabo íntegramente en el microcontrolador PIC18F4550 de Microchip. En primer lugar se simuló el procesamiento offline en Matlab sobre señales registradas previamente, luego se implementó el procesamiento en tiempo real en un programa en la PC, programado en C# (HABERMAN 2011), y finalmente se embebió en el mismo sistema electrónico. La función del algoritmo embebido, programado en lenguaje C, es detectar contracciones musculares procesando las muestras de EMG entregadas por el convertor AD. Al detectar las contracciones, se activa un buzzer conectado al microcontrolador, para realizar una realimentación auditiva y se envía una “click” a la PC, a través de una conexión USB que implementa un perfil de mouse sobre una interfaz HID. Una interfaz HID genérica adicional permite conectarse al dispositivo para monitorear el procesamiento en diferentes etapas. Una aplicación en C# fue desarrollada a tal fin. El procesamiento embebido realiza las siguientes acciones:
  - Recepción de muestras de EMG por SPI a 1200 SPS y 24 bits de resolución (Figura 2a).
  - Filtrado pasa-altos de primer orden en 30Hz, en punto fijo, con coeficientes de 16 bits y acumulador de 32 bits.
  - Filtrado pasa-bajos de segundo orden en 200Hz, en punto fijo, con coeficientes de 16 bits y acumulador de 32 bits.
  - Promedio móvil de dos valores y diezmado por dos, obteniendo una tasa de 600 SPS para la señal de EMG filtrada (Figura 2b).
  - Rectificación de onda completa.
  - Seguimiento de valor pico (envolvente) con constante de tiempo de 22ms.
  - Suavizado con filtro pasa-bajos de segundo orden en 4Hz.
  - Diezmado por 10, obteniendo una tasa de 60 SPS para la envolvente suavizada (Figura 3a).
  - Seguimiento del valor mínimo de la envolvente, considerándolo una estimación del nivel de ruido base (Figura 3a).
  - Cálculo de dos umbrales, uno de activación: 6 veces el nivel base y uno de desactivación: 3 veces el nivel base. Esto puede pensarse también como una normalización de la envolvente al nivel base, y valores fijos para los umbrales de activación y desactivación de 6 y 3 respectivamente (Figura 3b). Estos valores

fueron ajustados experimentalmente para lograr una buena inmunidad al ruido sin perder sensibilidad.

- Valores de envoltente mayores al umbral de activación indican la existencia de contracción y valores de envoltentes menores al umbral de desactivación indican reposo (Figura 3c). Además de la histéresis implementada con los dos umbrales, una maquina de estados finitos realiza un procesamiento adicional para evitar “rebotes”. Sólo si se detecta una contracción por más de 150ms consecutivos se activa la realimentación auditiva y se simula el “click” en la PC.

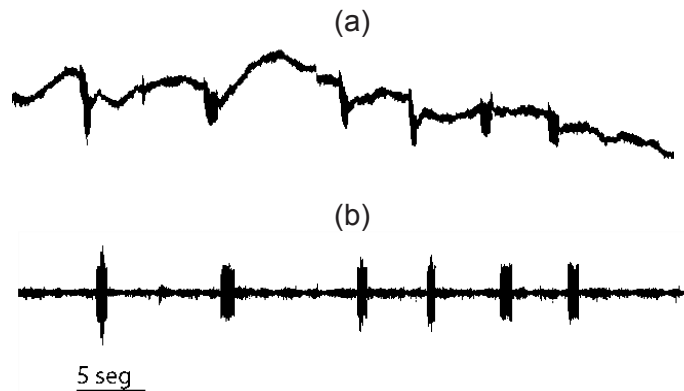


Figura 2: a) señal de EMG entregada por el conversor AD a 1200 sps b) señal filtrada entre 30Hz y 200Hz con una tasa de 600 sps

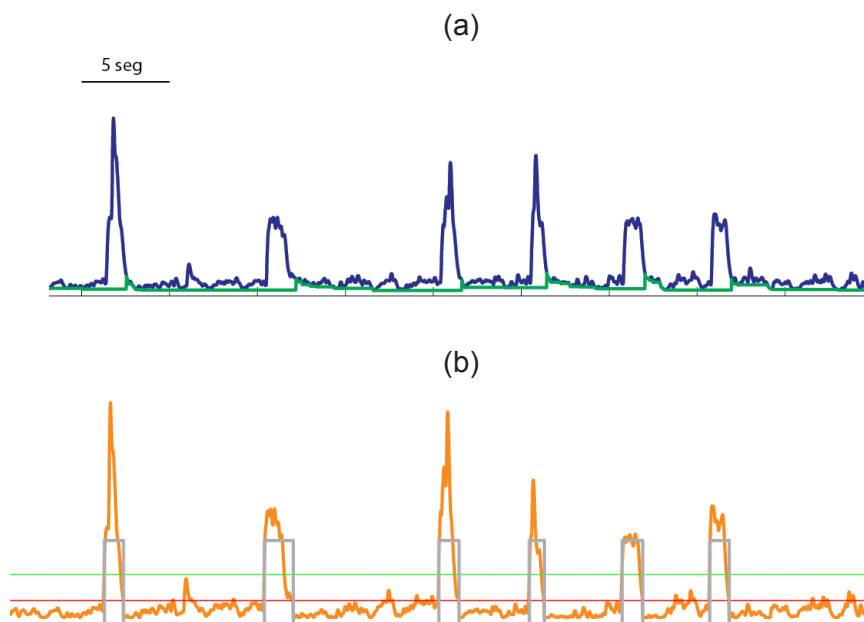


Figura 3: a) Envoltente de la señal de EMG (en azul) y estimación del piso de ruido o nivel base (en verde) b) envoltente normalizada al nivel base (naranja), umbrales de activación (en verde) y desactivación (en rojo) con valores de 3 y 6 respectivamente, resultado de la comparación entre amplitud normalizada y umbrales (en gris): nivel bajo indica detección de reposo y nivel alto indica detección de contracción.

## Resultados Experimentales

Utilizando la interfaz HID genérica se registraron las muestras entregadas por el conversor AD, ante distintas condiciones.

- Electrodo en corto: esto permitió establecer una medida de ruido del sistema. Los registros dieron un valor de  $0.5 \mu V_{RMS}$  referido a la entrada.
- Electrodo sobre un sujeto en reposo: lo que permite estimar un piso de ruido debido a la interfaz electrodo-piel, cuyo valor fue de  $2 \mu V_{RMS}$  en el ancho de banda de la señal de EMG.
- Electrodo sobre el musculo bíceps-brachii en estados de reposo y contracción alternados: lo que permite validar el esquema de adquisición de señal, la relación señal-ruido (20dB) y el procesamiento embebido (Figura 4a y 4b).

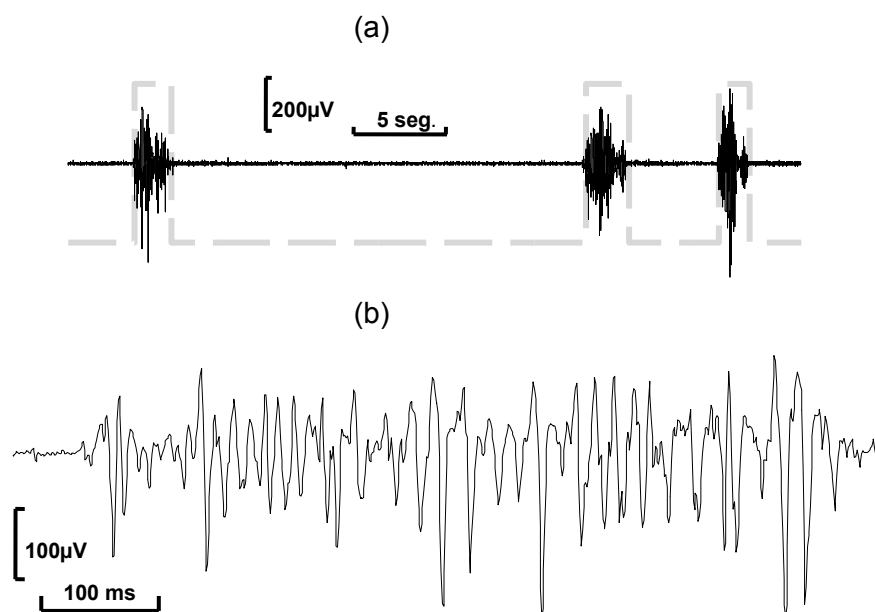


Figura 3: a) señal de EMG del músculo bíceps-brachii sin procesar (en negro) y señal binaria que indica contracción/reposo (en gris) obtenida por el procesamiento embebido b) detalle de la señal de EMG durante el comienzo de una contracción

El dispositivo también fue ensayado operando con aplicaciones de software asistivo controlable por un click, como por ejemplo el programa Plaphoons (ROYECTO FRESSA) en configuración de teclado por barrido. El mismo fue operado por varios sujetos con total naturalidad, lográndose una tasa de escritura aproximada de 10 caracteres por minuto.

## Conclusión

Se implementó un sistema de adquisición de un canal de EMG con una topología moderna que minimiza el número de componentes y permite lograr un muy alto rango dinámico. Este equipo cumple con los niveles de aislación eléctrica que exige la norma IEC 60601-1 gracias al integrado ADUM6401, que permitió implementar de una manera muy sencilla la aislación de la alimentación y de las líneas de datos.

Se logró una implementación embebida del procesamiento previamente implementado en PC (HABERMAN 2011), lo cual convierte al sistema en un dispositivo completamente autónomo: el mismo toma la energía para funcionar del puerto USB y es reconocido como un mouse por cualquier PC o host USB, por lo que no necesita ningún driver o software especial para funcionar, solo un sistema operativo que reconozca un mouse USB.



Figura 4: Fotografía del dispositivo construido donde se observa la placa que contiene los electrodos y la conexión USB.

El procesamiento, al ser normalizado al nivel de ruido base, se independiza de las amplitudes absolutas y permite utilizar el dispositivo en músculos de diversos tamaños y para distintos niveles de contracción.

Si bien en este trabajo no hace hincapié en la aplicación de usuario que será controlada mediante los “clicks” del dispositivo presentado, existen numerosos programas destinados a proveer funcionalidad a personas con motricidad disminuida, que solo se manejan mediante un click (PROYECTO FRESSA), en general mediante mouse adaptados a grandes interruptores o “switches”. El dispositivo presentado permite a personas, que no tienen la fuerza necesaria para presionar estos interruptores mecánicos, disponer de un “switch EMG” para lograr controlar dichos programas.

## Bibliografía

- C.A. Chin, A. Barreto, J.G. Cremades, y M. Adjouadi. Integrated electromyogram and eyegaze tracking cursor control system for computer users with motor disabilities. *Journal of rehabilitation research and development*, 45(1):161, 2008.
- M. Haberman y E. Spinelli. Diseño de HCI controlada por señales electromiográficas faciales, XIV Reunión de Trabajo en Procesamiento de la Información y Control, RPIC, 2011.
- X. Huo, J. Wang, y M. Ghovanloo. Introduction and preliminary evaluation of the tongue drive system: wireless tongue-operated assistive technology for people with little or no upper-limb function. *Journal of rehabilitation research and development*, 45(6):921, 2008.
- J. Music, M. Cecic, y M. Bonkovic. Testing inertial sensor performance as hands-free humancomputer interface. *WSEAS Transactions on Computers*, 8(4):715-724, 2009.
- R. Merletti y H.J. Hermens. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*, chapter Detection and Conditioning of the Surface EMG Signal, pages 107-131. John Wiley & Sons, Inc., 2005.
- Proyecto Fressa. <https://sites.google.com/site/ubascaa/codigos-para-comunicar/proyecto-fressa>