

## DISPOSITIVO MULTICANAL PARA ADQUISICIÓN DE BIOPOTENCIALES

Federico N. Guerrero, Enrique Spinelli, Marcelo Haberman

LEICI, Departamento de Electrotecnia, Fac. de Ingeniería, UNLP  
CC 91 (1900) La Plata, fnguerrero@outlook.com

### Introducción

El cuerpo humano genera potenciales eléctricos (biopotenciales) como parte de sus procesos. Estas señales son ampliamente utilizadas en el diagnóstico médico, en el estudio del organismo, y en dispositivos de asistencia. Los equipos para adquisición de biopotenciales se componen, a grandes rasgos, de transductores (electrodos) que permiten obtener señales electrónicas a partir de las iónicas presentes en el cuerpo, una etapa de acondicionamiento analógico que rechaza fuentes de interferencia electromagnética (EMI), y una etapa de conversión analógica-digital. En uno o varios puntos, se intercalan barreras de aislación para proteger la integridad física de la persona. La evolución de estas etapas apunta a conseguir un mayor confort del paciente, facilidad de uso, y portabilidad.

En los electrodos se producen potenciales de continua o derivas que pueden ser varios órdenes de magnitud mayores que la amplitud de las señales a medir. La solución tradicional consistía en un filtrado pasa-altos para que estos potenciales indeseados no saturasen la siguiente etapa de alta ganancia. Actualmente, la tecnología de conversión A/D sigma-delta ( $\Sigma$ - $\Delta$ ) logra un gran rango dinámico, permitiendo cambiar el paradigma: puede convertirse la señal directamente obtenida de los transductores a través de una etapa analógica sencilla de baja ganancia [1]. Como desventaja, los filtros digitales que componen los convertidores  $\Sigma$ - $\Delta$  no permiten multiplexar conversiones en el tiempo necesario, por lo que se necesita un convertidor por canal de adquisición.

Los últimos desarrollos apuntan a integrar varias etapas en un mismo componente, y la industria de semiconductores acompañó estas tendencias a través de productos estándar para aplicaciones específicas (ASSPs) como *front-ends* de adquisición de señal que incorporan varios convertidores  $\Sigma$ - $\Delta$ , y componentes que proveen aislación eléctrica de grado médico.

Este trabajo presenta un prototipo funcional para adquisición de biopotenciales que hace uso de estas nuevas herramientas. El diseño se orientó hacia un uso práctico en el ámbito de la investigación, que permitiese adquirir distintos tipos de señales biomédicas con topologías multicanal configurables, testear distintos tipos de electrodos, y con disponibilidad de datos adaptable a distintos software.

La etapa de adquisición se diseñó para medir señales biomédicas de uso común como las de electrocardiograma, electromiograma y electroencefalograma (ECG, EMG y EEG respectivamente). En la tabla 1 pueden observarse los rangos de tensión y ancho de banda de estas señales [2]. Hay que notar que el límite inferior de resolución en la práctica está dado por la tensión de ruido que genera la interfaz electrodo-piel, en el orden de  $1 \mu\text{V}_{\text{rms}}$  [3].

Señal	Magnitud	Ancho de Banda
EEG superficial	2-100 $\mu\text{V}$	0.5-100 Hz
ECG	1-10 mV	0.05-100 Hz
EMG superficial	0.05-10 mV	2-1000 Hz

Tabla 1. Rango en tensión y frecuencia de señales de biopotencial.

### Descripción del dispositivo

Puede observarse un diagrama esquemático del equipo en la figura 1 y una foto del prototipo construido en la figura 2. Cuenta con 8 canales de ganancia programable que pueden utilizarse en forma diferencial o como canales *single-ended*, y un circuito de DRL independiente. Este último circuito permite reducir la tensión de modo común, utilizando una realimentación negativa de ésta. Las señales se muestrean a una tasa también programable, y se transmiten a la PC a través del bus USB, que provee la alimentación a todo el sistema. Una librería en lenguaje C++ encapsula funciones de acceso al bus USB en Windows, proveyendo un acceso versátil a los datos en la PC.

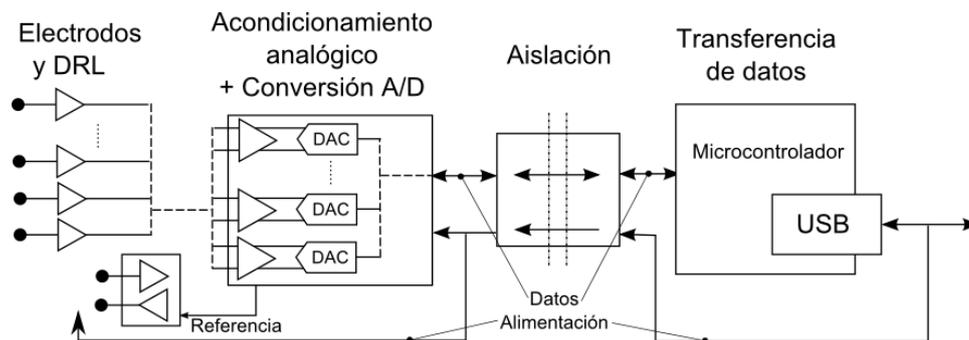


Figura 1. Diagrama esquemático del dispositivo.

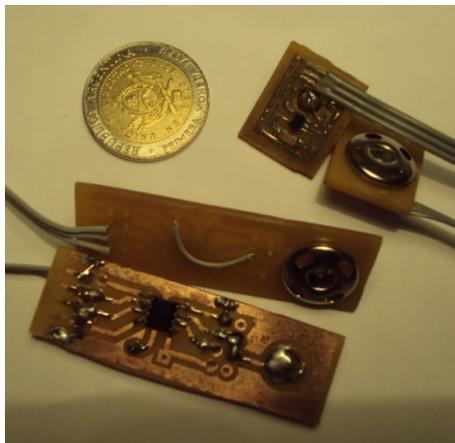


Figura 3. Dos pares de electrodos activos con distintos A.O. (OPA333 superior, OPA365 inferior)

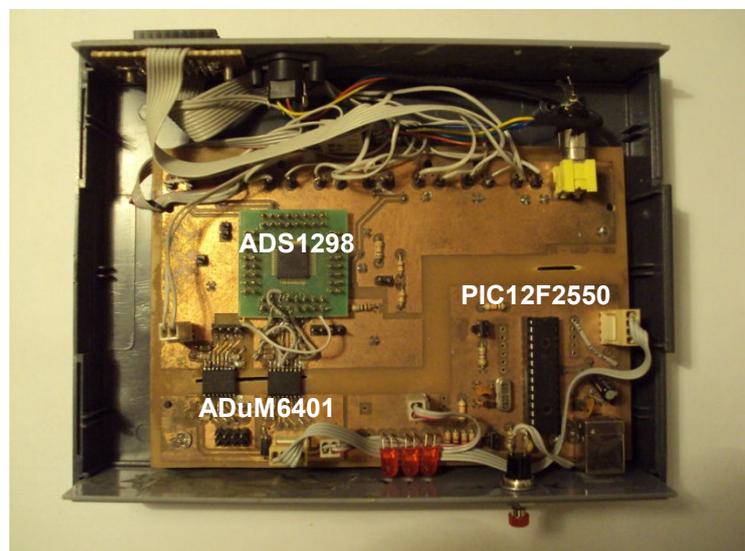


Figura 2. Prototipo funcional en gabinete plástico. Se observan algunos componentes en la cara superior del PCB.

A continuación se detalla cada bloque:

#### Electrodos Activos

Se implementaron mediante amplificadores operacionales en configuración de buffer con ganancia unitaria. De esta manera presentan muy alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida para conducir a tierra corrientes generadas por EMI (evitando el uso

de cables mallados). Los operacionales utilizados deben tener una tensión equivalente de ruido en el orden de  $1 \mu V_{\text{rms}}$  en el ancho de banda de interés. Se fabricaron distintos electrodos, algunos de los cuales se muestran en la figura 2. Se agregaron broches para conectar distintos tipos de electrodo. Cada electrodo activo requiere dos cables de alimentación y uno de señal, y gracias a la baja impedancia de salida, no se requieren blindajes, pudiendo usarse cualquier tipo de cable.

#### *Reducción de Interferencia de Modo Común*

Una de las formas en que la interferencia electromagnética afecta los sistemas de adquisición de biopotenciales, es a través de tensiones de modo común producidas por acoplamiento de campo eléctrico [4]. Esta tensión puede interferir con las medidas a través de diversos mecanismos de ganancia de modo común a modo diferencial [5], por lo que es deseable reducirla. Para ello se implementó un circuito DRL [6] que permite medir la diferencia de tensión de modo común a través de un electrodo independiente, y realimentarla negativamente para rechazar la componente interferente e imponer una tensión continua de referencia.

#### *Amplificación y Conversión A/D*

Los electrodos activos se conectan directamente a un *front-end* que consta de 8 amplificadores de ganancia variable asociados a 8 convertidores  $\Sigma$ - $\Delta$ , con tasa de conversión programable. Se utilizó el I.C. ADS1298 de Texas Instruments. Los parámetros de adquisición (ganancia individual de los canales, frecuencia de muestreo) pueden configurarse por software logrando puntos de funcionamiento apropiados para cada señal que se desee adquirir. El *front-end* también provee una tensión de referencia de bajo ruido y fuente de reloj (*clock*) para el sistema digital y los convertidores  $\Sigma$ - $\Delta$ . Sólo requiere capacitores externos de desacople. Los datos se entregan a través de un puerto de comunicaciones serie SPI.

#### *Transferencia de datos*

Un microcontrolador PIC18f2550 (Microchip) cumple la función de programar al *front-end* para el funcionamiento deseado, capturar los datos que genera, y administrar la comunicación por vía de un bus USB hacia la computadora. El firmware del microprocesador consiste en una máquina de estados finitos que responde a instrucciones enviadas desde la PC. Para el control del módulo USB se utilizaron librerías provistas por Microchip y el equipo se configuró como *device* HID, lo que garantiza, como mínimo, el envío de un paquete de 64 bytes por cada milisegundo. Esto es suficiente para el envío en tiempo real de los datos de 8 canales muestreados a 2000 sps. Sin embargo en la práctica se observó que cuando el bus USB tiene capacidad ociosa, logró enviar paquetes a una tasa más elevada, suficiente para 8 canales muestreados a 4000 sps.

#### *Aislación*

Debido a que existe una conexión de baja impedancia con una persona, es necesario interponer una barrera de aislación que impida el paso de corrientes peligrosas. La norma IEC60601-1, con la que está armonizada la norma IRAM4220-1 vigente en Argentina, da especificaciones para la seguridad eléctrica del equipamiento médico. En concordancia con estas especificaciones, el componente ADUM6401 de Analog Devices provee aislación para un bus SPI de datos y un bus de alimentación de 5 o 3.3 V regulados, entregando hasta 100 mA. Adicionalmente, en la construcción física del prototipo deben respetarse distancias mínimas entre las partes aplicadas al paciente y el resto del circuito, a través del aire y sobre superficies dieléctricas (distancias de arco y de fuga).

## Software

Para el control del dispositivo desde la PC, se creó una librería base en C++ que encapsula la interfaz con la API de Windows para manejo de dispositivos HID. Esta librería provee un fácil acceso a las funciones del dispositivo desde programas de más alto nivel.

## Resultados y discusión

El desempeño del equipo se evaluó a través de la medida de sus parámetros y su uso práctico en el laboratorio. Para esto se desarrolló un aplicativo que permite configurar al dispositivo, visualizar los datos en tiempo real y almacenarlos para su procesamiento en software comercial como MATLAB.

Se midió la tensión de ruido equivalente a la entrada en diferentes configuraciones. Si se cortocircuitan las entradas del *front-end* (conectándolas a la referencia, para mantenerse dentro del rango de funcionamiento), se obtiene una lectura de la tensión de ruido del ADS1298. Los valores obtenidos para distintas configuraciones se observan en la tabla 2, y en la figura 4 se observa un registro del ruido con la configuración para EEG.

Puede verse que el ruido total a la entrada del *front-end* resultó relativamente bajo, de manera que la resolución del equipo queda determinada por los electrodos a utilizar.

Los valores son apropiados para las señales que se desea medir y comparables con circuitos integrados de aplicación específica (ASICs) de similar propósito reportados en la literatura [7][8][9].

Configuración	Señal objetivo	Ancho de banda [Hz]	Tensión Equivalente De Ruido [ $\mu V_{rms}$ ]
G=1;Fm=500sp	ECG	0-100	2,43
G=12;Fm=500s	EEG	0-100	0,58
G=6;Fm=4000s	EMG	0-1000	1,77

Tabla 2. Valores medidos de tensión equivalente de ruido para distintas configuraciones del dispositivo

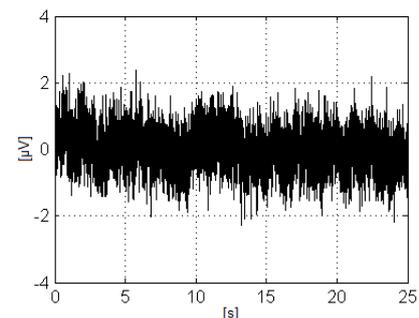


Figura 4. Registro de la tensión de ruido.

El equipo se utilizó satisfactoriamente para la adquisición de señales de ECG, EEG, y EMG.

En la figura 5 puede observarse un registro de la derivación I de ECG utilizando un canal del dispositivo en forma diferencial. Se utilizaron electrodos húmedos de Ag/AgCl, conectados a *buffers* implementados con operacionales OPA365. Con ésta configuración la tensión equivalente de ruido total del sistema resultó de  $3,5 \mu V_{rms}$ .

Se fabricó un arreglo lineal de electrodos secos, parecido al reportado en [10], con 8 varillas metálicas de 1 cm de largo por 1 mm de ancho, separadas cada 10mm. Cada varilla se conectó a un buffer, para lo que se utilizaron dos integrados con operacionales cuádruples (TLV2374). El arreglo se colocó en el antebrazo sobre el músculo que flexiona el dedo anular y el DRL en el bíceps del mismo brazo. Se obtuvieron 7 señales en topología monopolar, restando a cada canal el primero. Puede observarse el resultado en la figura 6.

Se tomaron registros de EEG en forma diferencial utilizando un electrodo seco en el punto O2 y uno húmedo en el punto A2 del sistema 10-20. Se lograron captar ritmos alfa generados al cerrar los ojos, como se observa en la figura 7.

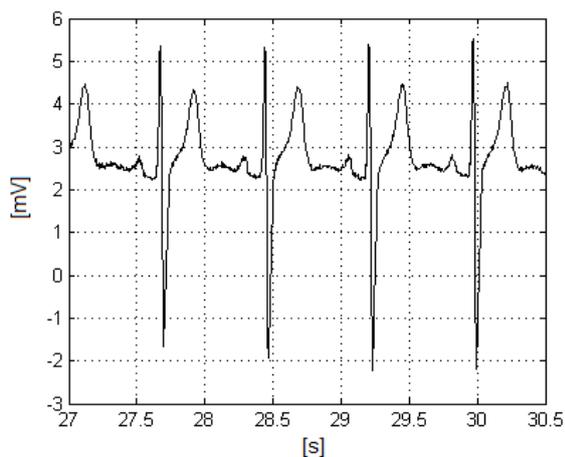


Figura 5. Registro de ECG.

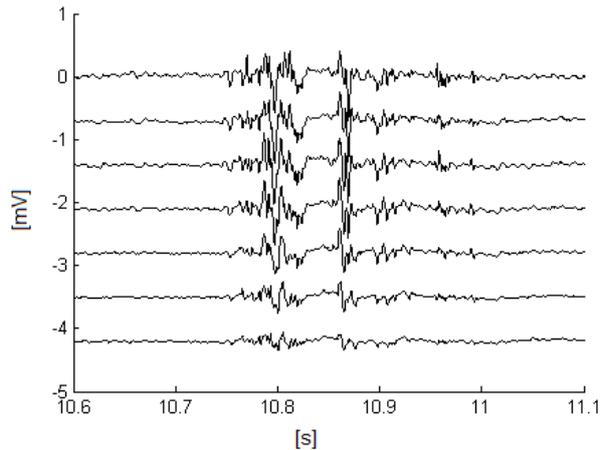


Figura 6. Registro de EMG con arreglo lineal de electrodo. Se agregó un offset distinto a cada señal para su visualización.

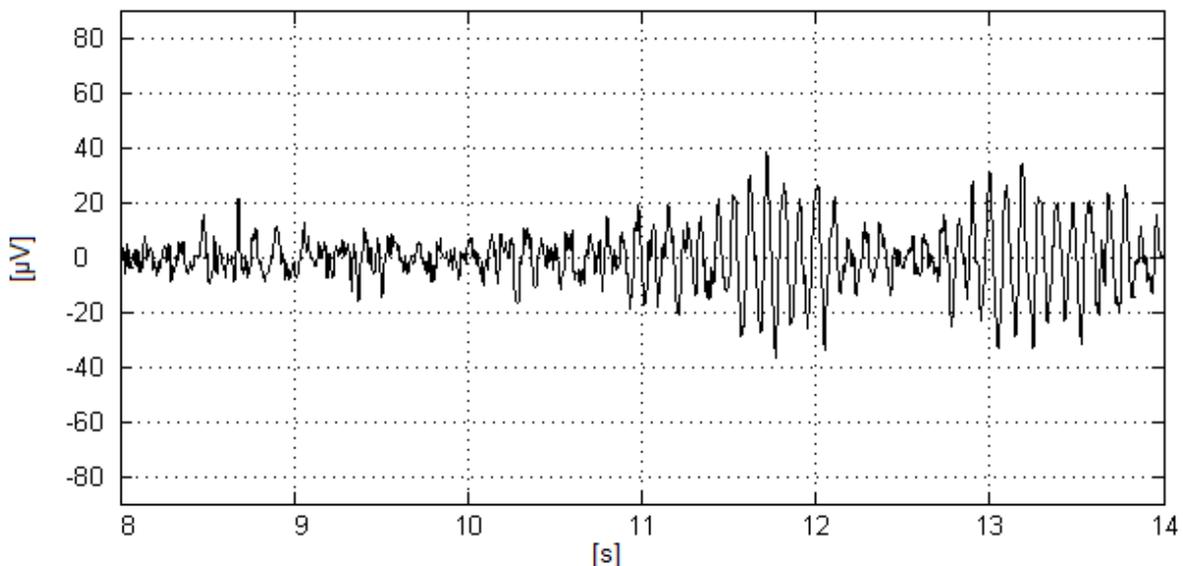


Figura 7. Registro de EEG. Aproximadamente en el segundo 11 se observa el comienzo de un ritmo alfa.

## Conclusiones

La tendencia actual en el diseño de equipos de adquisición de biopotenciales se orienta hacia la integración de varias etapas en pocos componentes. Utilizando sistemas integrados comercialmente disponibles se construyó un dispositivo simple y de bajo costo.

El equipo permite medir biopotenciales abarcando frecuencias muy bajas, utilizando electrodos secos, y presentando aislación compatible con las normas de seguridad eléctrica para equipamiento médico.

El prototipo implementado cuenta con 8 canales diferenciales o *single-ended*. La etapa de conversión tiene una resolución dada por un piso de ruido de  $0,58 \mu V_{rms}$  en un ancho de banda de 100 Hz y  $1,77 \mu V_{rms}$  en un ancho de banda de 1kHz.

Se demostró el funcionamiento del equipo en forma práctica a través de la medición de señales de ECG, EEG y EMG.

### Bibliografía

- [1] Berry, D., Duignan, F., & Hayes, R. (2009). An Investigation of the use of a High Resolution ADC as a "Digital Biopotential Amplifier". *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering* (pp. 142-147). Springer Berlin Heidelberg.
- [2] Bronzino, J. D. (2000). *The biomedical engineering handbook* (Vol. I, Sec. 6). CRC Press Llc.
- [3] Huigen, E., Peper, A., & Grimbergen, C. A. (2002). Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 40(3), 332-338.
- [4] Chimene, M. F., & Pallàs-Areny, R. (2000). A comprehensive model for power line interference in biopotential measurements. *Transactions on Instrumentation and Measurement, IEEE*, 49(3), 535-540.
- [5] Spinelli, E. M. (2007). *Amplificadores de instrumentación en aplicaciones biomédicas*. Disertación Doctoral, Facultad de Ingeniería, UNLP.
- [6] Winter, B. B., & Webster, J. G. (1983). Driven-right-leg circuit design. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (1), 62-66.
- [7] Mitra, S., Xu, J., Matsumoto, A., Makinwa, K. A., Van Hoof, C., & Yazicioglu, R. F. (2012). A 700 $\mu$ W 8-channel EEG/contact-impedance acquisition system for dry-electrodes. *Symposium on VLSI Circuits (VLSIC), 2012* (pp. 68-69). IEEE.
- [8] Pu, X., Wan, L., Sheng, Y., Chiang, P., Qin, Y., & Hong, Z. (2012). A wireless 8-channel ECG biopotential acquisition system for dry electrodes. *IEEE International Symposium on Radio-Frequency Integration Technology (RFIT), 2012* (pp. 140-142). IEEE.
- [9] Huang, W. C., & Tang, K. T. (2012). A 90 nm CMOS low noise readout front-end for portable biopotential signal acquisition. *Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), 2012 IEEE* (pp. 33-36). IEEE.
- [10] Merletti, R., Farina, D., & Gazzoni, M. (2003). The linear electrode array: a useful tool with many applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 37-47.