

# Sistema multicanal para adquisición de biopotenciales

Federico N. Guerrero <sup>¶</sup>, Marcelo Haberman, Enrique Spinelli

*CONICET. Laboratorio de Electrónica Industrial, Control e Instrumentación (L.E.I.C.I.), Departamento de Electrotecnia, Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de La Plata, Argentina.*

Recibido 15 de abril de 2013. Aprobado 23 de febrero de 2014.

## MULTICHANNEL BIOPOTENTIAL ACQUISITION SYSTEM

### SISTEMA MULTICANAL PARA A AQUISIÇÃO DE BIOPOTENCIAIS

**Resumen** — Se presenta un sistema compuesto por hardware de adquisición y software de soporte para la medición de biopotenciales en tiempo real desde una PC. El equipo cuenta con 8 canales diferenciales acoplados en continua, muestreados con convertidores analógico-digitales sigma-delta de 24 bits, con ganancia y tasa de muestreo configurables. La resolución del dispositivo está dada por el piso de ruido del sistema que es inferior a  $2 \mu V_{\text{rms}}$  en un ancho de banda de (0,05-100) Hz. Para medidas en un ancho de banda de 1 kHz el piso de ruido resulta menor a  $3 \mu V_{\text{rms}}$ . El coeficiente de rechazo de modo común es de 96 dB, y para lograr medidas de mayor calidad se utilizan electrodos activos y un circuito independiente para reducir la tensión de modo común, lo que posibilita utilizar topologías de medición no diferenciales. La transmisión de datos y de energía para todo el sistema se realiza a través del bus USB. El equipo cuenta con una barrera de aislamiento compatible con normas internacionales de seguridad eléctrica para equipamiento médico. Se relevó la respuesta en frecuencia y se comprobó que cumple con requisitos para dispositivos de electrocardiografía. Se adquirieron distintas señales de biopotenciales para verificar el funcionamiento del equipo y demostrar el uso del software.

**Palabras clave** — Adquisición de biopotenciales; Rechazo de interferencia; Conversores sigma delta; Medición multicanal; Aislamiento del paciente; ECG; EMG; EEG; ADS1298.

**Abstract** — A biopotential measurement system composed of acquisition hardware and software capable of relaying real-time signals to a PC is presented. The device has 8 DC coupled differential channels sampled by 24 bits sigma-delta analog to digital converters with programmable gain and sampling frequency. The noise floor of the device determines its resolution, and it is less than  $2 \mu V_{\text{rms}}$  in a bandwidth of (0.05-100) Hz. Measurements up to 1 kHz can be carried out with a noise voltage less than  $3 \mu V_{\text{rms}}$ . The common mode rejection ratio is 96 dB. To achieve high-quality measurements active electrodes are used along with a common mode voltage reduction circuit allowing single-ended measurement topologies. A USB connection serves both as data channel and power source. The device includes an isolation barrier in agreement with international standards for the electrical safety of medical equipment. Its frequency response was measured and compared with accepted standards for electrocardiographic devices, and various biopotential measurements were carried out in order to test both hardware and software.

**Keywords** — Biopotential acquisition; Interference rejection; Sigma delta converters; Multichannel measurement; Patient isolation; ECG; EMG; EEG; ADS1298.

**Resumo** — é apresentado um sistema composto de hardware de aquisição e software de suporte para a medição de biopotenciais em tempo real a partir de um PC. O aparelho tem 8 canais diferenciais acopladas em contínuo, amostrados com conversores

<sup>¶</sup> Dirección para correspondencia: federico.guerrero@ing.unlp.edu.ar

DOI: <http://dx.doi.org/10.14508/rbme.2014.8.15.18-26>

analógico-digital sigma-delta 24 bits. com o ganho e taxa de amostragem configurável. A resolução do dispositivo é determinado pelo nível de ruído do sistema é menos  $2 \mu\text{V}_{\text{rms}}$  uma largura de banda (0,05-100) Hz. Para medições em uma largura de banda de 1 kHz o piso de ruído é inferior a  $3 \mu\text{V}_{\text{rms}}$ . A razão de rejeição de modo comum é 96 dB, e para se obter medidas de qualidade superior é usado electrodos activos e um circuito separado para reduzir a tensão de modo comum, tornando-se possível a utilização de topologias de medição não diferenciais. A transmissão de dados e energia para todo o sistema é feito através do barramento USB. A equipe tem uma barreira de isolamento compatível com as normas de segurança eléctrica internacionais para equipamentos médicos. Foi revelada a resposta em frequência e está em conformidade com os requisitos para dispositivos de eletrocardiografia. Se Obteveram diferentes sinais de biopotenciais para verificar o funcionamento equipamento e demonstrar a utilização do software.

**Palavras-chave** — Aquisição de biopotenciais; Rejeição de Interferência; Conversores sigma Delta; Medição de Multicanal; O isolamento do paciente; ECG; EMG; EEG; ADS1298.

## I. INTRODUCCIÓN

Para llevar a cabo los procesos fisiológicos en cualquier ser vivo, las células generan potenciales eléctricos (biopotenciales). En los seres humanos estas señales eléctricas 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 corrientes iónicas presentes en el cuerpo, una etapa de acondicionamiento analógico que rechaza fuentes de interferencia electromagnética (que en adelante abreviaremos IE) y una etapa de conversión analógico -digital. En uno o varios puntos se intercalan barreras de aislamiento para proteger la integridad física de la persona. La evolución en la tecnología utilizada para implementar estas etapas apunta a conseguir un mayor confort del paciente, facilidad de uso, y portabilidad.

En los electrodos se producen potenciales de continua, de origen electroquímico, y derivas que son varios órdenes de magnitud mayores que la amplitud de las señales a medir. Tradicionalmente estos potenciales indeseados se rechazan con un filtro pasa-altos a fin de no saturar las etapas de amplificación. Estas etapas poseen ganancias altas para lograr un buen aprovechamiento del rango dinámico de los conversores A/D convencionales (aproximaciones sucesivas). Actualmente, la tecnología de conversión A/D sigma-delta ( $\Sigma\text{-}\Delta$ ) 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 acoplada en continua [1]. Como desventaja, los filtros digitales que componen los convertidores  $\Sigma\text{-}\Delta$  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  $\Sigma\text{-}\Delta$ , y componentes que proveen aislamiento eléctrico 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 interfaces de software que facilitan el acceso a los datos.

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].

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

Señal	Magnitud [mV]	Ancho de Banda [Hz]
EEG superficial	0,002-0,1	0,5-100
ECG	1-10	0,05-100
EMG superficial	0,05-10	2-1000

## II. DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO DE ADQUISICIÓN

En la Fig. 1 puede observarse un diagrama esquemático del equipo y en la Fig. 2 una foto del prototipo construido. Cuenta con 8 canales de ganancia programable que pueden utilizarse en forma diferencial o como canales *single-ended*, y un circuito independiente para rechazar interferencia por tensiones de modo común. Las señales se muestrean a una tasa programable, y se transmiten a la PC a través del bus USB, que provee la alimentación a todo el sistema. En las subsecciones siguientes se detalla cada bloque del equipo.

### 2.1 Electrodo Activos

Los electrodos húmedos comúnmente utilizados en mediciones superficiales de biopotenciales colocados sobre la piel presentan una impedancia cuyo valor es impredecible y variable de electrodo a electrodo, en general entre 1 k $\Omega$  y 100 k $\Omega$  [3, 4].

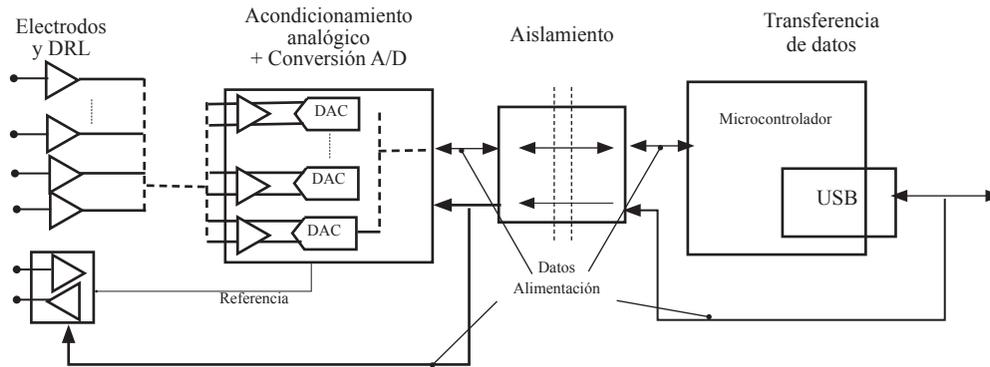


Fig. 1. Diagrama esquemático del equipo de adquisición.



Fig. 2. Prototipo funcional en gabinete plástico. Se observa la barrera de aislamiento.

Este desbalance produce: 1) Que la tensión de modo común presente en el cuerpo interfiera con la medida diferencial que se quiere realizar, y 2) Que corrientes acopladas por IE en los cables que van desde el dispositivo al cuerpo produzcan a su vez una tensión diferencial interferente [5]. Este problema puede ser aliviado colocando amplificadores operacionales configurados como buffers con ganancia unitaria conectados directamente sobre los electrodos; de esta manera se presentan una muy alta impedancia de entrada a los electrodos haciendo despreciable su impedancia, y baja impedancia de salida para conducir a tierra las corrientes acopladas evitando el uso de cables mallados [6, 7]. Los operacionales utilizados deben tener una tensión eficaz de ruido del orden de  $1 \mu\text{V}_{\text{rms}}$  en el ancho de banda de interés ya que, como se mostrará más adelante, determinan el piso de ruido del equipo. Se fabricaron distintos electrodos, algunos de los cuales se muestran en la Fig. 3. Se agregaron broches para conectar distintos tipos de electrodo. Cada electrodo activo requiere dos cables de alimentación y uno para la señal.

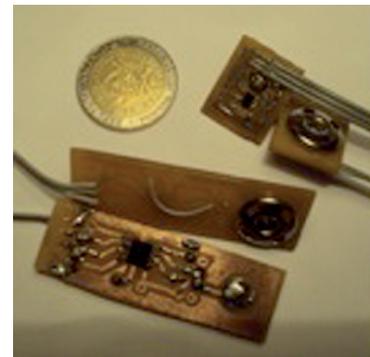


Fig. 3. Dos pares de electrodos activos con distintos A.O. (OPA333 superior, OPA365 inferior).

## 2.2 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 [8]. Esta tensión puede interferir con las medidas a través de diversos mecanismos de conversión de modo común a modo diferencial [9], por lo que es deseable reducirla. Para ello se utilizó un circuito DRL (“manejador de pierna derecha”, por sus siglas en inglés), cuya función es cerrar un lazo de control que tiene al potencial del cuerpo respecto de la masa del circuito de medida como variable controlada [10].

El DRL se implementó utilizando dos electrodos adicionales a los de medida. Uno mide la señal del potencial del cuerpo, que es comparada con una tensión continua de referencia produciendo la señal de error del lazo. Esta señal pasa por un compensador por polo dominante y es aplicada al cuerpo a través del segundo electrodo, cerrando el lazo [11]. Se utilizó un amplificador operacional como buffer para el electrodo de medida, y otro para conformar el comparador e integrador de compensación. A la salida de este operacional se incluyó una resistencia para limitar la corriente que puede ser inyectada al cuerpo.

### 2.3 Amplificación y Conversión A/D

Los electrodos activos se conectan directamente a un *front-end* integrado 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 para el desacople de la fuente de alimentación. Los datos obtenidos por los convertidores son entregados a un microcontrolador a través de un puerto de comunicaciones serie SPI.

Los convertidores  $\Sigma$ - $\Delta$  funcionan sobremuestreando la señal para luego obtener altas resoluciones a través de decimado y filtrado digital [12]. En el caso del ADS1298, utilizando su reloj interno, la tasa de sobremuestreo es de 512 kHz y por lo tanto el filtro anti-replicado debe producir una atenuación suficiente a partir de  $f_0=256$  kHz. El amplificador de ganancia programable previo a los conversores tiene una frecuencia de corte menor (237 kHz con ganancia  $G=1$ ), y al aumentar la ganancia disminuye aún más su ancho de banda, obteniendo una atenuación de hasta 20 dB en  $f_0$  con  $G=12$ . Debido a que hay más de dos décadas entre la banda de paso y la de corte (1 kHz a 256 kHz), en caso de necesitar una atenuación mayor, pueden utilizarse filtros pasa-bajos sencillos de bajo orden.

### 2.4 Firmware

El microcontrolador, durante la adquisición, actúa como puente para los datos entre el conversor conectado al bus SPI y la PC conectada al bus USB. A su vez es quien configura los parámetros de adquisición del *front-end*, respondiendo a los comandos enviados desde la PC.

El *firmware* del microprocesador, programado en lenguaje C y compilado con el compilador MPLAB C18, consiste en una máquina de estados finitos que responde a instrucciones enviadas desde la PC. Se puede observar el esquema de funcionamiento en la Fig. 4.

Para el control del módulo USB se utilizaron funciones de las bibliotecas provistas por Microchip y el equipo se configuró como dispositivo o periférico HID (dispositivo de interfaz humana, por sus siglas en inglés), 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 2.000 muestras por segundo.

El firmware realiza 4 funciones principales: Recepción de datos desde el conversor, Transmisión de datos al Host, Administración de buffers de datos y Atención de comandos enviados desde el Host.

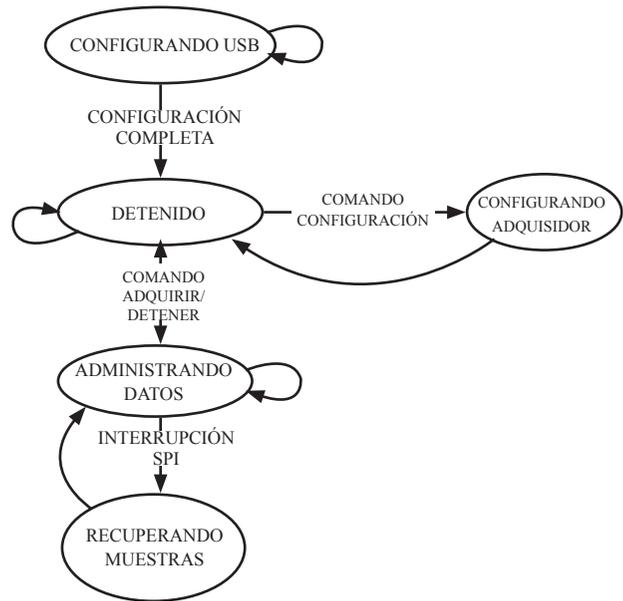


Fig. 4. Diagrama de estados del firmware del equipo de adquisición.

La transferencia HID utiliza paquetes de 64 bytes. Para la comunicación entre el equipo y la PC se implementó un protocolo sobre estos paquetes que involucra un encabezado con la descripción del contenido (muestras, comandos, bytes enviados) y un campo de datos. Para la transferencia de muestras, se incluye un contador de paquetes para control de errores.

Las muestras se mantienen en un buffer circular con capacidad para varios paquetes de datos hasta ser transmitidas a la PC, para otorgar flexibilidad al sistema ante errores de transmisión. Una vez copiados los datos al buffer y configurada la señalización correspondiente, es el hardware del microcontrolador el que se encarga de la transmisión a la PC, sin consumir tiempo de procesador.

En el caso de recibir una interrupción de tipo USB OUT (es decir que el host envía datos), se detiene la adquisición y se interpreta el comando enviado desde el host. Los comandos en general son un pedido de parámetros de funcionamiento, un pedido de cambio de configuración, o un pedido para comenzar/detener la adquisición.

### 2.5 Aislamiento

Debido a que los electrodos imponen una conexión de baja impedancia entre una persona y el equipo, es necesario interponer una barrera de aislamiento que impida el paso de corrientes peligrosas. La norma IEC60601-1 da especificaciones para la seguridad eléctrica del equipamiento médico. En concordancia con estas especificaciones, el componente ADUM6401 de *Analog Devices* provee aislamiento para un bus SPI de datos y un bus de alimentación de 5 V o 3.3 V regulados, entregando hasta 100 mA. Adicionalmente, para ajustarse a la norma,

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) [13]. Puede observarse la distancia de fuga en el diseño del PCB, en la Fig. 2.

### III. DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE

El software desarrollado consta de dos módulos principales: una biblioteca estática y un bloque para el entorno Simulink/Matlab.

#### 3.1 Biblioteca estática *BioAmplifierLib*

La biblioteca estática *BioAmplifierLib* fue programada en C/C++ y compilada con el VC++ de Microsoft. Esta permite el control y la configuración del dispositivo, y el acceso a los datos adquiridos en tiempo real. La misma provee una interfaz para la programación de aplicaciones (API), mediante unas pocas funciones que permiten abrir y cerrar el dispositivo, leer o cambiar la configuración, iniciar o detener la adquisición, o leer las muestras en tiempo real, en forma bloqueante y no bloqueante.

Las muestras son devueltas en un arreglo de 8 valores (uno por canal) del tipo *double* (punto flotante doble precisión). Estos valores están normalizados al rango de entrada, es decir que están restringidos al rango de valores entre -1 y 1.

La implementación de la biblioteca está estructurada en varias capas o niveles de abstracción (Fig. 5):



**Fig. 5.** Diagrama con el modelo de capas con el cual se implementó la biblioteca de software para acceder a las funciones del sistema de adquisición.

La capa *BioAmplifier API* implementa las funciones a las que se tiene acceso al utilizar la biblioteca.

La segunda capa implementa un protocolo de comunicación ad-hoc para el envío de comandos de la PC al dispositivo y la recepción de paquetes de respuesta a los comandos o paquetes de datos.

La capa HAL es una capa de abstracción de hardware que independiza al protocolo de comunicación de la interfaz de comunicaciones física utilizada. Esto favorece la portabilidad del código fuente de las capas superiores a otras plataformas o sistemas operativos como Linux, a la vez que facilita el mantenimiento del código en caso de migrar a otra interfaz física como Ethernet, WiFi, Bluetooth, etc.

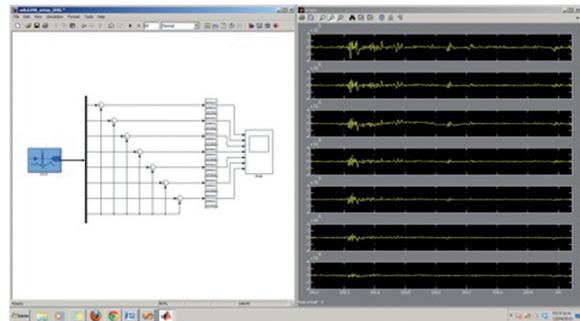
La capa inferior es dependiente del hardware e implementa la comunicación de más bajo nivel con el dispositivo a través de una interfaz HID USB recurriendo a las funciones que provee el API de Windows [14]. Los drivers para el acceso a interfaces HID son provistos por Windows.

#### 3.2 Bloque *Simulink*

Simulink es una herramienta de ingeniería que corre sobre Matlab. Permite describir y simular modelos en forma gráfica mediante diagramas de bloque, logrando un rápido prototipado del sistema deseado. Para el procesamiento de biopotenciales, Simulink puede ser extremadamente útil, permitiendo el uso de filtros, la implementación de diferentes topologías multicanales [15], la visualización de señales en tiempo real y el almacenamiento de las mismas.

Para volcar los datos del dispositivo en este entorno se utilizó la interfaz de programación S-Function provista por Matlab [16]. Con esta herramienta se programó una función en C++ que en cada paso de simulación del entorno Simulink accede a las funciones expuestas por la capa “*BioAmplifier API*” de la librería descrita en la sección anterior, lee las muestras y las entrega como salida. El código se compiló con el utilitario mex provisto por Matlab, y luego se utilizó un bloque estándar también llamado “S-Function” para encapsular la función así creada en un bloque gráfico que entrega las salidas de la función al ser colocado en el modelo.

El uso práctico de este bloque se observa en la Fig 6 (se coloreó en azul para diferenciarlo), donde puede apreciarse la versatilidad que brinda este entorno para la adquisición y procesamiento de EMG y ECG respectivamente.



**Fig. 6.** Captura de pantalla donde a la izquierda se aprecia el entorno Simulink ejecutando una simulación que contiene el bloque desarrollado (en azul). El diagrama en bloques muestra una topología monopolar, donde a los primeros 7 canales se les sustrae el último. A las entradas del bloque “osciloscopio” se antepone filtros para rechazar el ruido fuera de la banda de EMG (en este caso se utilizaron filtros Butterworth pasabanda de segundo orden entre 10 Hz y 500 Hz). Las señales observadas a la derecha en el bloque osciloscopio corresponden señales de EMG del antebrazo adquiridas mediante un arreglo lineal de 8 electrodos. El dispositivo se configuró para una topología *Single-Ended*, donde cada canal adquiere la señal de un electrodo respecto de la referencia interna.

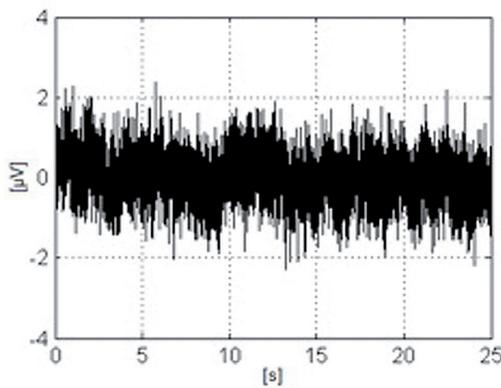
#### IV. EVALUACIÓN DE PARÁMETROS DE MEDIDA

Se midió la tensión de ruido referida 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 la lectura de la tensión de ruido del ADS1298. Los valores obtenidos para distintas configuraciones se observan en la tabla 2, y en la Fig. 7 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. Por ejemplo la tensión de ruido referida a la entrada utilizando ganancia 12, tasa de muestreo de 500 muestras por segundo, e incorporando electrodos activos implementados con operacionales TLC2201 resultó de  $1,7 \mu\text{V}_{\text{rms}}$  entre 0.05 Hz y 100 Hz.

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

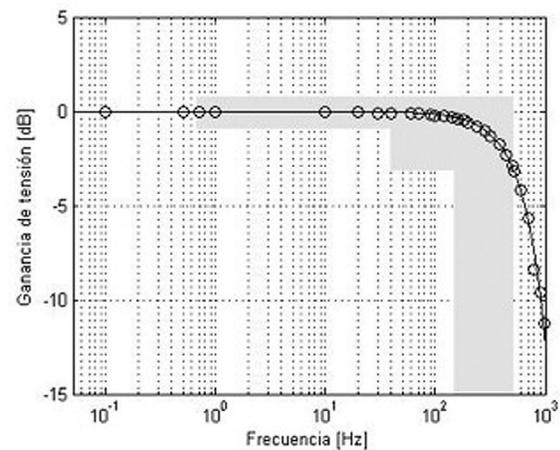
Configuración	Señal objetivo	Ancho de banda [Hz]	Tensión equivalente de ruido [ $\mu\text{V}_{\text{rms}}$ ]
G=1;Fm=500sps	ECG	0-100	2,43
G=12;Fm=500sps	EEG	0-100	0,58
G=12;Fm=500sps (Con E.A. TLC2201)	EEG	0,05-100	1,7
G=6;Fm=4000sps	EMG	0-1000	1,77



**Fig. 7.** Registro de la tensión de ruido.

Se midió el CMRR conectando los electrodos activos de un canal diferencial a un generador de señales con una onda sinusoidal de 50 Hz y 2,5 V de offset. La amplitud de la señal de interferencia resultante en los datos adquiridos se calculó utilizando estimación por mínimos cuadrados [17] debido a que, por su bajo nivel, se encontraba sumergida en el ruido del equipo. El CMRR resultante fue de 96 dB.

Adicionalmente se midió la respuesta en frecuencia configurando una ganancia de 1 y frecuencia de muestreo de 2.000 muestras por segundo, de manera de poder contrastarla con los límites establecidos por el estándar para electrocardiogramas de la asociación AAMI [18]. Se conectó un canal diferencial con sus electrodos activos a un generador de señales para inyectar ondas sinusoidales de  $1,5 \text{ V}_{\text{p-p}}$  de amplitud a distintas frecuencias. La amplitud de las señales de salida también se calculó utilizando estimación por mínimos cuadrados. Los resultados se muestran en la Fig. 8, superpuestos a la respuesta teórica calculada, para la cual se tuvieron en cuenta las respuestas del filtro digital del convertidor y el filtro pasa-bajos de los electrodos activos. Puede verse que la respuesta está dentro de los requerimientos del estándar citado, cuyos límites se muestran en sombreado gris.



**Fig. 8.** Magnitud de la respuesta en frecuencia del sistema de adquisición configurado con ganancia 1 y tasa de adquisición de 2000 muestras por segundo. En línea llena se observa la respuesta calculada y en círculos vacíos los datos medidos experimentalmente. El área sombreada en gris muestra los límites que marca el estándar para ECG de la AAMI.

#### V. CASOS DE MEDIDA

El desempeño del equipo se evaluó a través de su uso práctico en el laboratorio, obteniendo mediciones de las distintas señales biomédicas previstas.

##### 5.1 Medición de ECG

Se realizó una medida con la configuración observada en la Fig. 9.a. Se colocaron electrodos en el hombro derecho, hombro izquierdo y pierna izquierda. Se utilizaron electrodos húmedos de Ag/AgCl, y electrodos activos implementados con OPA333. Con esta configuración, la tensión equivalente de ruido total del sistema resultó de  $3,5 \mu\text{V}_{\text{rms}}$ . En la Fig. 9.b se observan en detalle dos ciclos de la señal de ECG obtenida, tras un filtrado pasa-banda entre 0,67 Hz y 150 Hz.

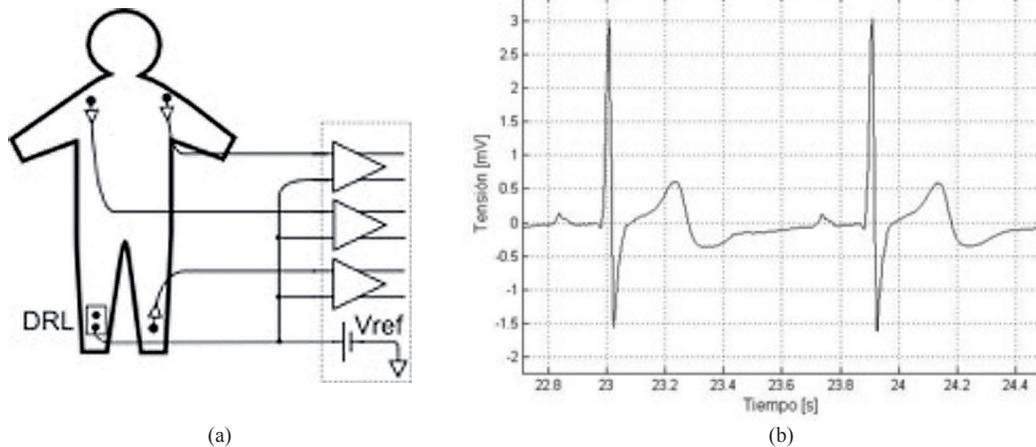


Fig. 9. En (a) se esquematiza la conexión del equipo para una sesión de adquisición de ECG. En (b) se observan dos ciclos de la señal de ECG medida.

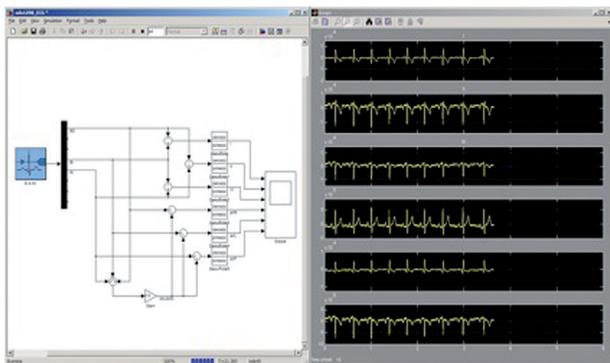


Fig. 10. Captura de pantalla de Simulink durante la adquisición de señales de ECG. Se utilizan las señales para obtener algunas derivaciones estándar visualizadas en tiempo real.

Como ejemplo del uso práctico del equipo con el software para Simulink, en la Fig. 10 se muestra una captura de pantalla donde se observa el uso del bloque implementado en este entorno (bloque azul a la izquierda). A través de la programación gráfica que ofrece el entorno se obtuvieron la terminal central de Wilson y señales proporcionales a las derivaciones I,II,III, AVR, AVL y AVF, que se filtraron con filtros pasa-banda Butterworth de segundo orden entre 0,1 Hz y 100 Hz y se visualizaron en tiempo real, como se observa a la derecha de la figura.

### 5.2 Arreglo lineal de electrodos para EMG

Se fabricó un arreglo lineal de electrodos secos, similar al reportado en [19], 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 8 señales single-ended asociando un electrodo a la entrada no inversora de cada canal y la

referencia interna del *front-end* (utilizada como referencia del DRL) a la entrada inversora de todos los canales. Luego, en Simulink, se implementó una topología multicanal monopolar restando a los primeros 7 canales el octavo. La Fig. 6, utilizada ilustrativamente en la sección 3.2, es una captura de pantalla de la sesión de adquisición de estas señales. En la Fig. 11 se observa la actividad electromiográfica al comienzo de un evento de contracción.

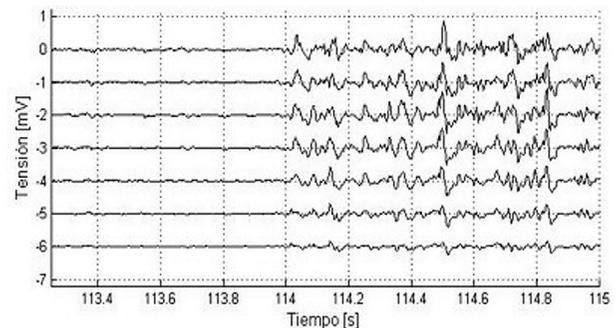


Fig. 11. Registro de EMG con arreglo lineal de electrodo. Se agregó un offset distinto a cada señal para su visualización. A partir del segundo 114 comienza la contracción del músculo.

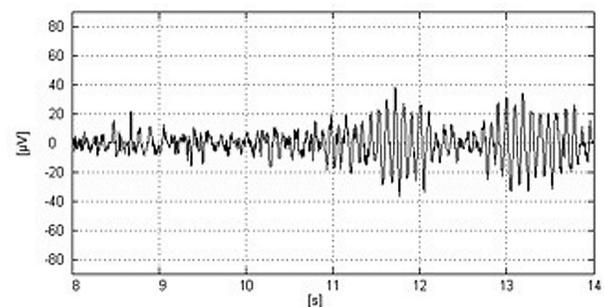


Fig. 12. Registro de EEG. Aproximadamente en el segundo 11 se observa el comienzo de un ritmo alfa.

### 5.3 EEG

Se tomaron registros de EEG en forma diferencial utilizando un electrodo seco en el punto O2 y uno húmedo en cuello. Se lograron captar ritmos alfa generados al cerrar los ojos, como se observa en la Fig. 12.

## VI. 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 con un número reducido de componentes y técnica de fabricación sencilla en PCB de doble faz.

Se implementó un prototipo con 8 canales diferenciales o single-ended que permitió medir biopotenciales con una muy alta resolución, abarcando frecuencias muy bajas, utilizando electrodos secos, y presentando aislación compatible con las normas de seguridad eléctrica para equipamiento médico.

El uso de convertidores analógico digitales sigma-delta de alto rango dinámico posibilitó el acoplamiento en continua manteniendo una buena tolerancia al offset de tensión en los electrodos y a artefactos de gran amplitud.

El piso de ruido de la etapa de conversión A/D fue de  $0,58 \mu\text{V}_{\text{rms}}$  en un ancho de banda entre 0.01 Hz y 100 Hz para su configuración de máxima resolución, y de  $1,7 \mu\text{V}_{\text{rms}}$  al incorporar los electrodos activos implementados con TLC2201. Se midió el CMRR del equipo que resultó de 96 dB, y se implementó un circuito de DRL independiente para atenuar la tensión de modo común. Estos valores de ruido y rechazo de modo común 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 [20-22].

Como pruebas de validación preliminar, se comprobó que la respuesta en frecuencia del equipo es compatible con los requisitos de la AAMI para electrocardiógrafos de diagnóstico y se utilizó el equipo para medir señales de ECG, EEG y EMG. Durante el uso práctico del equipo se verificó el funcionamiento de la API desarrollada y su integración con Matlab/Simulink, que permitieron un acceso a los datos sencillo y versátil

Como trabajo a futuro para la validación del equipo se deberán verificar parámetros como la respuesta al impulso, la exactitud de la base temporal, el *crossstalk* entre canales entre otros [18] y realizar ensayos de seguridad eléctrica y compatibilidad electromagnética.

## REFERENCIAS

- [1]. Berry D., Duignan F., Hayes R. 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, 2009.
- [2]. Bronzino J. D. The biomedical engineering handbook (Vol. I, Sec. 6). CRC Press LLC, 2000.
- [3]. Huigen E., Peper A., Grimbergen C. A. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 40(3), 332-338, 2002.
- [4]. Grimnes S. Impedance measurement of individual skin surface electrodes. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 21, 750 -755, 1983.
- [5]. Huhta J. C., Webster J. C. 60-Hz interference in electrocardiography. *IEEE Transm Biomed. Eng.* BME-20, 90 -101, 1973.
- [6]. Fernandez M., Pallas-Areny R., Boom H., Robinson C., Rutten W., Neuman M., Wijkstra H. A simple active electrode for power line interference reduction in high resolution biopotential measurements, *Proc. 18th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1, 97 -98, 1997.
- [7]. MettingVanRijn A. C., Kuiper A. C., Dankers T. E., Grimbergen C. A. Low-cost active electrode improves the resolution in biopotential recordings. *Proc. 18th Int. IEEE EMBS Conf.*, 101 -102. 1996.
- [8]. Chimene M. F., Pallás-Areny R. A. Comprehensive model for power line interference in biopotential measurements. *Transactions on Instrumentation and Measurement, IEEE*, 49(3), 535-540, 2000.
- [9]. Spinelli E. M. Amplificadores de instrumentación en aplicaciones biomédicas. Disertación Doctoral, Facultad de Ingeniería, UNLP, 2007.
- [10]. Winter B. B., Webster, J. G. Driven-right-leg circuit design. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (1), 62-66, 1983.
- [11]. Metting van Rijn A. C., Peper A., Grimbergen C. A. High-quality recording of bioelectric events, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 29, 1035 -1044, 1986.
- [12]. Schreier R., Temes G.C. Understanding Delta-Sigma Data Converters, *IEEE Press*, 2005.
- [13]. Comisión Electrotécnica Internacional, IEC-60601-1 Medical Electrical Equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 3ed. IEC subcommittee 62A: Common aspects of electrical equipment used in medical practice. 2005.
- [14]. Axelson J. USB Complete: The Developer's Guide. Lakeview Research, LLC, 2009.
- [15]. Haberman M. Adquisición de biopotenciales en disposiciones multicanales. *XXIº Congreso Argentino de Control Automático (AADECA 2008)* Buenos Aires, Argentina, septiembre de 2008.
- [16]. Karris S. Introduction to Simulink with Engineering Applications. Second Edition, Orchard Publications, 2008.
- [17]. Steven M. Kay, Fundamentals of Statistical Signal Processing: Estimation Theory, Prentice Hall PTR, 1993.
- [18]. Association for the Advancement of Medical Instrumentation, American National Standards Institute. Diagnostic Electrocardiographic Devices, EC 1.1. ANSI/AAMI. 2007.

- [19]. Merletti R., Farina D., Gazzoni M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 37-47, 2003.
- [20]. Mitra S., Xu J., Matsumoto A., Makinwa K. A., Van Hoof C., Yazicioglu R. F. A 700 $\mu$ W 8-channel EEG/contact-impedance acquisition system for dry-electrodes. *Symposium on VLSI Circuits (VLSIC)*, 68-69. IEEE, 2012.
- [21]. Pu X., Wan L., Sheng Y., Chiang P., Qin Y., Hong Z. A wireless 8-channel ECG biopotential acquisition system for dry electrodes. *IEEE International Symposium on Radio-Frequency Integration Technology (RFIT)*, 140-142, 2012.
- [22]. Huang W. C., Tang K. T. A 90 nm CMOS low noise readout front-end for portable biopotential signal acquisition. *Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) IEEE*, 33-36, 2012.