

Electromyography Sensor for Wearable Multi-Channel Platform

Valentín A. Catacora*, Federico N. Guerrero*,
Marcelo A. Haberman* and Enrique M. Spinelli*

**Instituto de Investigaciones en Electrónica, Control y Procesamiento de Señales (LEICI),
Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de La Plata, La Plata, Argentina.*

Abstract— This paper presents the design and implementation of an EMG sensor for a wearable multi-channel biopotential acquisition system. The proposed sensor includes a reference and driven-right-leg circuit with components that limit the direct and alternating currents separately to comply with the international standard IEC 60601-1 while still achieving a high interference rejection, considering the number of channels of the system. Experimental measurements of gain, common mode rejection and noise were made, along with electromyogram recordings. In addition, bench tests were carried out that verify the limits of the currents in single-fault condition.

Keywords— Sensor, electromyogram, wearable, multi-channel, non-invasive.

Resumen— Este trabajo presenta el diseño y la implementación de un sensor de EMG para un sistema de adquisición de biopotenciales multicanal vestible. El sensor propuesto incluye un circuito de referencia y *driven-right-leg* con componentes que limitan la corriente continua y alterna por separado para cumplir con el estándar internacional IEC 60601-1 sin dejar de lograr un alto rechazo a interferencias, considerando la cantidad de canales del sistema. Se realizaron mediciones experimentales de ganancia, rechazo de modo común y ruido, junto a un registro de electromiograma. Además, se llevaron a cabo pruebas de banco que verifican las corrientes condición de falla simple.

Palabras clave— Sensor, electromiograma, vestible, multicanal, no-invasivo.

I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad existen numerosos sistemas de adquisición de biopotenciales multicanal portátiles, tanto para uso clínico o científico como para entretenimiento o uso diario. En particular, las señales de electromiograma (EMG) son ampliamente utilizadas en este tipo de sistemas para aplicaciones como el estudio y diagnóstico de enfermedades neuromusculares, o para las interfaces humano-máquina (HMIs), en donde se miden y procesan las señales para luego realizar una acción particular en una computadora [1-3].

En el estado del arte se orienta a lograr plataformas no-invasivas y guiadas por el paradigma *vestible* [4,5]. Este consiste en alcanzar la mayor robustez y comodidad tanto para su instalación como para su uso, sin requerir de un profesional capacitado y que funcione como una prenda de vestir de fácil colocación. La no-invasividad es propiedad de los electrodos superficiales, que pueden ser húmedos (con el uso de pasta conductora), secos, o capacitivos [6]. En los últimos casos la interfaz electrodo-piel puede presentar una elevada impedancia, por lo que es necesaria la implementación de *electrodos activos* que aseguren una muy alta impedancia de entrada para favorecer el rechazo a interferencias. Estos electrodos contienen una primera etapa de procesamiento analógico o *front-end*, como puede ser un seguidor de tensión o incluso un amplificador.

La configuración de medida más utilizada en estos sistemas multicanal es la topología bipolar, es decir, se registra la diferencia de potencial entre dos electrodos de medida y se utiliza un tercer electrodo de referencia que establece la tensión de modo común. Esta configuración es especialmente ventajosa para señales de EMG, ya que la distancia entre electrodos puede ser pequeña (del orden del centímetro) [7], y es posible implementar un sensor de tamaño reducido que contenga los electrodos de medida y el front-end. El electrodo de referencia puede incluirse en el mismo sensor o ubicarse en otro lugar del cuerpo. Usualmente, los sistemas multicanales utilizan un único electrodo de referencia para todas las mediciones, ya que el cuerpo puede considerarse aproximadamente equipotencial para el modo común (Fig. 1a).

La tensión impuesta por la referencia puede ser el potencial de masa para sistemas alimentados con fuente partida, o $V_{CC}/2$ para aquellos que operan con fuente simple [8]. De esta manera, las señales a medir se encuentran dentro del rango de tensiones de entrada de los electrodos activos.

La impedancia del electrodo de referencia degrada el rechazo a fuentes de interferencia electromagnética (EMI), porque sobre esta impedancia se produce una tensión de modo común v_{CM} , principalmente debido al acoplamiento por campo eléctrico [9] de la tensión de red (220V, 50Hz). Esta tensión, en presencia de desbalances en las impedancias de los electrodos de medida (efecto divisor de potencial [9,10]), genera tensiones de modo diferencial que se superpondrán al biopotencial de interés y no podrán ser rechazadas [11]. Una solución para este problema es la

utilización de un circuito *driven-right-leg* (DRL) que, utilizando realimentación negativa, impone la tensión de referencia adecuada y rechaza activamente la interferencia (Fig. 1b) [12,13]. Su efecto es equivalente a reducir la impedancia del electrodo de referencia por la ganancia del amplificador de v_{CM} [10].

Si bien los sistemas multicanales con un electrodo de referencia tienen un buen desempeño, como los equipos comerciales de *Biometrics Ltd* que utilizan sus sensores superficiales de EMG *SX230* [14], poseen vulnerabilidades propias de la estrategia de medición utilizada. En caso de falla del electrodo de referencia, el sistema de medición dejará de funcionar por completo. Es posible colocar la referencia (ya sea directa o por medio del DRL) dentro de uno de los sensores de medida, pero esto implica la fabricación de dos tipos de sensores distintos, uno con referencia y otro sin referencia. El usuario se encontrará condicionado a distinguir y utilizar siempre el sensor que posea la referencia para que el sistema funcione. Además, si falla ese sensor, los demás no podrán continuar midiendo. Para solucionar estos problemas y conseguir un sistema de adquisición de EMG multicanal robusto y versátil se propone colocar un electrodo de referencia dentro cada sensor (Fig. 1c). De esta manera el sistema puede utilizarse con cualquiera de los sensores y, en caso de usar múltiples, el fallo de uno de ellos no condiciona el funcionamiento de los demás. Además, esta alternativa resulta ventajosa para la fabricación en serie de sensores de EMG y para su usabilidad.

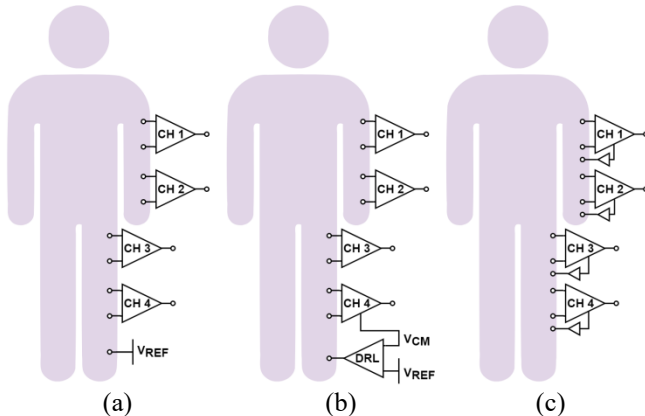


Fig. 1. Esquemáticos de los sistemas de medida. V_{REF} es la tensión de referencia y v_{CM} la tensión de modo común

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Circuito propuesto.

En la Fig. 2 se muestra el sensor propuesto para el sistema multicanal de adquisición. La señal de EMG se mide de forma diferencial a través de los electrodos E_1 - E_2 . Los amplificadores operacionales (AO) a la entrada y los resistores R_1 y R_2 implementan un amplificador de entrada y salida diferencial con ganancia

$$G = 1 + \frac{2R_1}{R_2}. \quad (1)$$

La salida S_1 - S_2 ingresará a un conversor analógico-digital (ADC) de entrada diferencial y alta resolución (ADS1299 de Texas Instruments) [15]. En el circuito se utiliza un AO cuádruple (TLC2274 de Texas Instruments) alimentado con fuente simple. Dentro del mismo sensor se implementó una

fuente de referencia de $V_{CC}/2$ y el amplificador para la realimentación negativa de v_{CM} .

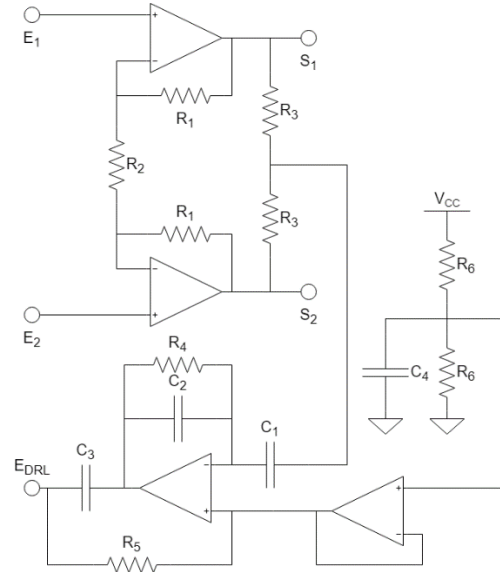


Fig. 2. Circuito esquemático del sensor propuesto.

B. Seguridad eléctrica y DRL.

El diseño del sensor contempla las corrientes máximas en continua (I_{MAX-DC}) y en alterna (I_{MAX-AC}) que un sistema de estas características puede inyectar al cuerpo según el estándar IEC 60601-1 Medical Electrical Equipment de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) [16] con el cual está compatibilizada la norma argentina IRAM 4220-1. Dado que las entradas E_1 y E_2 presentan muy alta impedancia, sólo el electrodo del DRL puede inyectar corriente en condiciones normales (*normal condition*, NC). Según la citada norma, en NC el valor de I_{MAX-DC} es de $10 \mu A$ y el de I_{MAX-AC} es de $100 \mu A$. De todos modos, en esta condición, las corrientes que circulan son despreciables frente a los valores permitidos.

En la condición de falla simple (*single fault condition*, SFC) el valor de I_{MAX-DC} es de $50 \mu A$ y el de I_{MAX-AC} es de $500 \mu A$. Los sensores convencionales toman el factor limitante de corriente continua para contemplar la seguridad eléctrica impuesta por la norma. Sin embargo, esto reduce la performance del circuito ya que en alterna la corriente permitida es mayor y el circuito puede rechazar mayores perturbaciones. Para aprovechar esta diferencia entre los límites permitidos, se propone un circuito que trata por separado las componentes de continua y de alterna, y permite limitar cada tipo de corriente por separado.

El circuito que se muestra en la Fig. 2, consiste en:

- Imponer una tensión de continua adecuada ($V_{REF}=V_{CC}/2$) a lazo abierto mediante el divisor resistivo de R_6 - R_6 y un seguidor de tensión o *buffer*. No es necesario utilizar un esquema de lazo cerrado para rechazar perturbaciones de continua, porque siendo estas de algunos cientos de mV, no desplazan significativamente el punto de trabajo.
- Utilizar el lazo cerrado del DRL acoplado en alterna para rechazar la interferencia de 50 Hz.

En el circuito DRL, el capacitor C_1 se encarga de acoplar en alterna el modo común medido; los elementos C_2 y R_3 determinan la ganancia del integrador; y el resistor R_4 , de

valor elevado, proporciona un camino a la corriente de polarización del AO. Los valores de C_3 (para el DRL) y R_5 (para la referencia) deben ajustarse para cumplir con los valores de I_{MAX-AC} e I_{MAX-DC} en SFC respectivamente.

En un sistema multicanal como el propuesto en la Fig. 1c, la corriente total que circula por el sujeto resulta de la suma de las corrientes que inyecta cada electrodo de referencia. Es por eso que el valor de C_3 y R_5 dependen del número de canales que tenga el sistema.

Para determinar el valor de R_5 , se consideró que el peor caso de SFC en continua resulta cuando, por falla de algún electrodo, el cuerpo se encuentra al potencial de V_{CC} o de masa (GND) (Fig. 3a). De esta manera, sobre el resistor R_5 de cada sensor habrá una tensión $V_{REF}=V_{CC}/2$. Considerando N sensores, la corriente continua total que circulará en la persona será

$$I_{DC} = \frac{NV_{CC}}{2R_5} < I_{MAX-DC}. \quad (2)$$

En el caso de corriente alterna, se consideró que la peor situación de SFC resulta cuando el AO del DRL entregue una tensión alterna de $V_{CC}/2$ de amplitud, dado que es lo máximo que puede suministrar (Fig. 3b). Los demás circuitos DRL intentarán imponer una tensión de igual magnitud pero en contrafase, por lo que la corriente total que circula será

$$I_{AC} = V_{CC}\omega C_3 \frac{N-1}{N} < I_{MAX-AC}. \quad (3)$$

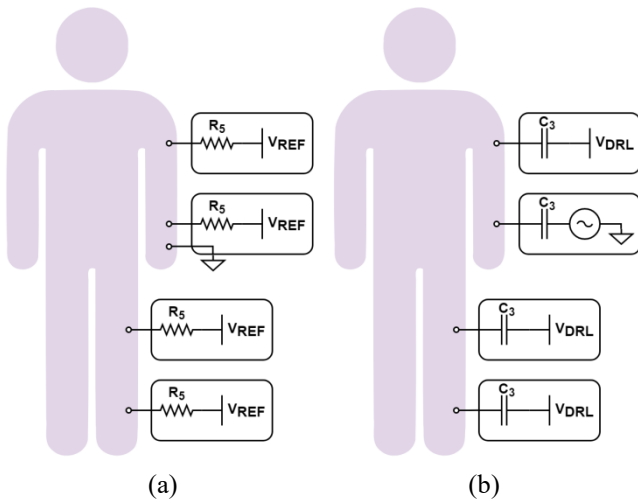


Fig. 3. Diagramas de condición de falla simple (SFC) de un sistema de cuatro canales para corriente continua (a) y para corriente alterna (b). Cada bloque corresponde a un sensor donde se omite el amplificador diferencial dada su alta impedancia.

Utilizando (2) y (3), se obtienen los valores de R_5 y C_3 que permiten asegurar los límites de corriente según el número de canales del sistema completo. Tomando $V_{CC}=5$ V y la frecuencia de 50 Hz, resultan

$$R_5 > N \frac{V_{CC}}{2I_{MAX-DC}} = N 50 \text{ K}\Omega, \quad (4)$$

$$C_3 < \left(\frac{N}{N-1}\right) \frac{I_{MAX-AC}}{V_{CC}\omega} = \left(\frac{N}{N-1}\right) 318.3 \text{ nF}. \quad (5)$$

El circuito impreso fabricado para el sensor consta de electrodos en forma de disco de 12 mm de diámetro con una distancia de 31 mm entre los centros de los electrodos de medida. La distancia entre el centro de un electrodo de medida y el del electrodo de referencia es de 19 mm. Se aloja en una pequeña caja diseñada y fabricada en una

impresora 3D donde puede encastrarse, dejando los contactos de los electrodos al descubierto. También posee una vía para la cinta elástica que se utilice en su colocación, y otra vía por donde salen los cables de alimentación y señal. Las dimensiones del prototipo son de 50 mm x 30 mm x 12 mm (ver Fig. 6).

III. RESULTADOS

Para caracterizar el electrodo activo propuesto, se midió experimentalmente la ganancia diferencial, el CMRR y el ruido total. La ganancia diseñada con la Ec. 1 fue de 11.2 veces, y los valores de R_1 y R_2 utilizados fueron 51 K Ω y 10 K Ω respectivamente. El CMRR y el ruido del electrodo no dependen significativamente de los componentes pasivos ni de sus desbalances. Estos factores de mérito dependen principalmente de los parámetros del AO elegido.

Para realizar las pruebas de banco, se utilizó el generador de funciones Tektronix AFG1022 que permite inyectar una señal diferencial a la entrada. La salida se midió utilizando un equipo adquisidor basado en el convertidor ADS1299 de 24 bits de resolución, configurado para que envíe las muestras a la PC con una frecuencia de muestreo de 8 KHz. Dicho equipo cuenta con aislación de grado médico provista por circuitos integrados ADUM6401, haciendo seguro el vínculo con la PC [15]. Las mediciones se realizaron en el ancho de banda de EMG superficial, de 5 Hz a 500 Hz [17]. Los resultados experimentales son constantes en toda la banda espectral y se muestran en la Tabla I. En esta prueba no se utilizó el circuito DRL que aporta CMRR adicional según su ganancia.

TABLA I
CARACTERIZACIÓN EXPERIMENTAL DEL SENSOR.

| Pruebas de banco | Resultados (5 Hz – 500 Hz) |
|--|----------------------------|
| Ganancia diferencial | 11.37 veces |
| CMRR | 88.91 dB |
| Tensión de ruido referido a la entrada | 1.98 μ Vrms |

El sistema multicanal para el cual fue diseñado el sensor consta de cuatro canales. Por lo tanto, para cumplir con las condiciones dadas por las ecuaciones 4 y 5, se utilizó un resistor de 220 K Ω para R_5 y un capacitor de 330 nF para C_3 . La tensión de referencia es obtenida de la fuente simple de alimentación general (V_{CC}) mediante los dos resistores R_6 de 51 K Ω , el capacitor C_4 de 0.1 μ F y un seguidor de tensión. La transferencia del DRL fue diseñada para obtener una ganancia de 40 dB a 50 Hz, resultando los valores de 1 nF para C_2 y 50 K Ω para R_3 . El resistor R_4 utilizado para la polarización de su AO es de 10 M Ω , y el capacitor C_1 encargado de acoplarlo en alterna es de 1 μ F. En la Fig. 4 se muestra la respuesta en frecuencia del DRL (incluyendo el circuito de referencia) simulada en el software TINA-TI de Texas Instruments, en donde se muestra la ganancia deseada a 50 Hz.

Para verificar el correcto funcionamiento del sensor completo, se midieron señales de EMG y se digitalizaron a través del adquisidor de alta resolución antes mencionado. En la Fig. 5 se muestra un registro de EMG de dos segundos de duración medido en la región anterior del antebrazo derecho, sobre el músculo flexor radial del carpo, donde se visualiza una contracción. La señal adquirida fue filtrada por un filtro pasa-banda Butterworth de segundo

orden de 5 Hz a 500 Hz, y la frecuencia de muestreo fue de 8 KHz.

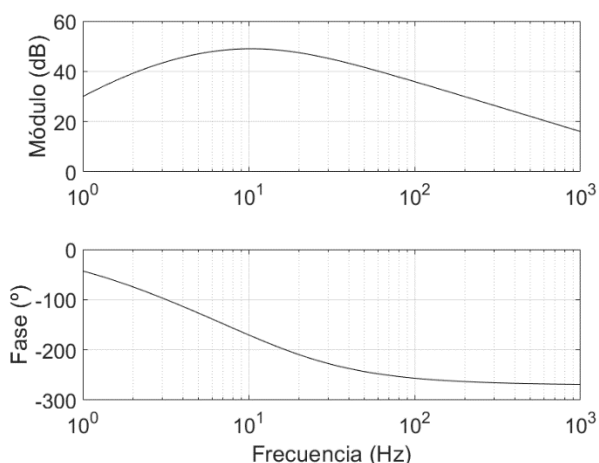


Fig. 4. Respuesta en frecuencia del circuito DRL obtenida por simulación.

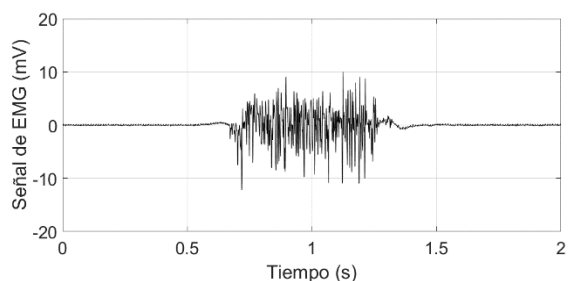


Fig. 5. Registro de EMG adquirido con el sensor en donde se muestra la contracción del músculo.

Por último, se realizaron pruebas de banco para verificar que las corrientes que circulan por el electrodo E_{DRL} del sensor estén correctamente limitadas. Para el caso de corriente continua, se cortocircuitaron los tres electrodos del sensor y se conectaron a GND a través de un amperímetro (Multímetro UNI-T UT71A). La corriente total que circulará por un sistema de cuatro canales será 4 veces la corriente medida, como se muestra en la Fig. 3a. La prueba para la corriente alterna consistió en cortocircuitar los tres electrodos del sensor y conectarlos a una fuente sinusoidal de 2.5 V y 50 Hz con un capacitor en serie del valor de C_3 . En este caso, la corriente medida por el amperímetro corresponderá a un sistema de 2 canales en donde uno falla (la Fig. 3b muestra el caso de 4 canales en donde uno falla). Los valores medidos se presentan en la Tabla II.

TABLA II
CORRIENTES QUE APORTA UN SENSOR EN CASO DE FALLA.

| Pruebas de banco | Corriente (μA) |
|-------------------------|-----------------------|
| Para corriente continua | 11.57 |
| Para corriente alterna | 260.6 |
| Sujeto conectado a GND | 1.89 |

Como R_5 fue diseñada para limitar la corriente de un sistema de 4 canales, la corriente continua total en dicho sistema es de 46.28 μA . El valor límite para el capacitor C_3 en un sistema de 4 canales, acota al valor límite del mismo para un sistema de 2 canales. Por lo tanto, la corriente alterna medida puede verificarse mediante la Ec. 3 con $N=2$ resultando en una corriente estimada de 259.18 μA .

La última prueba de banco realizada fue medir la corriente continua en caso de SFC sobre un sujeto de prueba. En esta medida se utilizó un electrodo extra de pinza conectado a GND a través del amperímetro. En este caso, las impedancias que limitan la corriente serán R_5 , la impedancia del electrodo seco E_{DRL} y la impedancia del electrodo de pinza, esta última se redujo humedeciendo la zona con solución fisiológica. El resultado de la corriente medida se muestra en la Tabla II.

En la Fig. 6 se muestra el sensor implementado y utilizado para todas las medidas de este trabajo.



Fig. 5. Prototipo final del sensor implementado.

IV. DISCUSIÓN

Los resultados de la caracterización del amplificador mostrados en la Tabla I corresponden al valor de ganancia diseñado, y son adecuados para mediciones confiables de EMG de acuerdo a la bibliografía. El CMRR del sensor completo es el valor medido más los 40 dB aportados por el circuito DRL, también apropiados [18].

El valor de la tensión de referencia está impuesto por la tensión de alimentación. Por lo tanto, si el sistema multicanal utiliza una única fuente, todas las tensiones de referencia son iguales y referidas a la misma masa y V_{CC} . Una mejora al sistema propuesto es independizar la alimentación de cada sensor de manera que, si falla la alimentación de uno, los demás puedan seguir funcionando. Este caso corresponde, por ejemplo, a los sensores inalámbricos ya que cada uno posee una batería propia, mejorando su autonomía. Por otra parte, el diseño propone que cada sensor calcule su propio modo común desde la señal medida por el mismo sensor, independizando el valor de V_{CM} de cada canal.

La corriente continua medida por el aporte del sensor fabricado permitió estimar la corriente total por el sistema de 4 canales, y verificarla con la Ec. 2 utilizada para su diseño. La corriente alterna medida permite verificar la Ec. 3 para un sistema de 2 canales. El valor de capacidad impuesto permite acotar la corriente para 4 canales, por lo tanto, también acota a 2 canales. Si bien la corriente medida resultó levemente superior a la estimada, se encuentra dentro del error intrínseco esperado de la medición y a la tolerancia del valor del capacitor. De todas formas, sigue siendo menor a la corriente permitida por la norma y el caso planteado para SFC es extremadamente pesimista, ya que considera las impedancias de electrodo nulas.

En la prueba realizada sobre un sujeto en condición de SFC, la corriente medida implica una impedancia total del orden del $M\Omega$ para corriente continua, distribuida entre R_5

y las dos impedancias de electrodo, resultando acorde a los valores esperados para electrodos secos.

V. CONCLUSIONES

Se implementó un sensor de EMG con componentes comerciales que logra las especificaciones requeridas para la medición de biopotenciales superficiales. Su diseño contiene un circuito de referencia y DRL embebido que mejora la robustez del sistema multicanal de adquisición. Todos los sensores del sistema multicanal son iguales y, en caso de que uno falle, los demás continúan midiendo.

El trabajo comprende el estudio de los valores de los componentes encargados de limitar la corriente según el número de canales que tenga el equipo, y se logró verificar que el sensor cumple con los límites de corriente impuestos por la norma IEC 60601-1.

El sensor implementado posee un gabinete fabricado con una impresora 3D y puede colocarse como un brazalete con una cinta elástica. Además, los discos utilizados para los electrodos secos admiten el uso de electrodos húmedos comerciales ya que disponen de broches de tamaño compatible. Esto permite que el sensor pueda adherirse al cuerpo con electrodos adhesivos ampliando su uso a diversas zonas del cuerpo.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue financiado en parte por la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica (ANPCyT, proyecto PICT-2015/2257), por la Universidad Nacional de La Plata (UNLP, proyecto I-219) y por el Consejo Nacional de Investigaciones Científicas (CONICET, proyecto PIP-0558).

REFERENCIAS

- [1] M. Asghari Oskei, and H. Hu, "Myoelectric control systems-A survey," *Biomedical signal processing and control*, vol. 2, no. 4, pp. 275–294, Oct. 2007.
- [2] Y. Fang et al, "A Multichannel Surface EMG System for Hand Motion Recognition," *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 12, no. 2, 1550011 (13 pages), 2015.
- [3] X. Chen et al, "Multiple Hand Gesture Recognition based on Surface EMG Signal," in *1st International Conference on*

Bioinformatics and Biomedical Engineering, DOI: 10.1109/ICBBE.2007.133, Jul. 2007.

- [4] D. Son et al, "Multifunctional wearable devices for diagnosis and therapy of movement disorders," *Nat. Nanotechnol.* vol. 9, pp. 397–404, 2014.
- [5] V. A. Catacora, F. N. Guerrero, and E. M. Spinelli, "Real-time embedded processing and instrumentation for wearable BCI application," *Revista argentina de bioingeniería*, vol. 22, no. 4, pp. 49–55, Dec. 2018.
- [6] E. M. Spinelli, and M. A. Haberman, "Insulating electrodes: a review on biopotential frontends for dielectric skin-electrode interfaces," *Physiol. Meas.*, vol. 31, no. 10, pp.183–98, Sep. 2010.
- [7] T. Castroflorio et al, "Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance," *J. Oral Rehabil.*, vol. 32, no. 6, pp. 411–417, Jun 2005.
- [8] E. M. Spinelli, N. H. Martinez, and M. A. Mayosky, "A single supply biopotential amplifier," *Med. Eng. and Physics*, vol. 23, no. 3, pp. 235–238, Apr. 2001.
- [9] J. C. Huhta, and J. G. Webster, "60-HZ interference in electrocardiography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 20, no. 2, pp. 91–101, Mar. 1973.
- [10] A. C. M. van Rijn, A. Peper, and C. A. Grimbergen, "High-quality recording of bioelectric events: Part 1 interference reduction, theory and practice," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 28, no. 5, pp. 389–397, 1990.
- [11] R. Pallás-Areny, "Interference-rejection characteristics of biopotential amplifiers: A comparative analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 11, pp. 953–959, Nov. 1988.
- [12] B. B. Winter and J. G. Webster, "Driven-right-leg circuit design," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, no. 1, pp. 62–66, Jan. 1983.
- [13] F. N. Guerrero, and E. M. Spinelli, "High gain driven right leg circuit for dry electrode systems," *Med. Eng. and Physics*, vol. 39, pp. 117–122, Jan 2017.
- [14] Biometrics Ltd, "Surface EMG Sensor," available in: <http://www.biometricsltd.com/surface-emg-sensor.htm>
- [15] F. N. Guerrero, and E. M. Spinelli, "Surface EMG multichannel measurements using active, dry branched electrodes," in *Proc. IFMBE*, 2015, vol. 49, pp. 1–4.
- [16] International Electrotechnical Commission, "Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance," in *International Standard IEC 60601-1*, 3rd ed., 2005.
- [17] R. Merletti, "Standards for reporting EMG data," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, no. 1, 1999.
- [18] F. N. Guerrero, E. M. Spinelli, and M. A. Haberman, "Analysis and Simple Circuit Design of Double Differential EMG Active Electrode," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 10, no. 3, pp. 787–795, 2016.