

# Bioimpedanciómetro basado en microcontrolador de 32 bits

Pablo A. García<sup>1</sup>, Marcelo Haberman<sup>1</sup>, Rafael Gonzalez-Landaeta<sup>2</sup>, Enrique Spinelli<sup>1</sup> y Matías Oliva<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Grupo de Instrumentación Biomédica Industrial y científica (GIBIC), Instituto de Investigaciones en Electrónica, Control y Procesamiento de Señales (LEICI), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de La Plata (UNLP), La Plata, Argentina.

<sup>2</sup>BIOCIM Research Group, Instituto de Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, 32310, México.

**Abstract**— This work presents the development of a proprietary bioimpedance meter based on an own design, simple to implement, small in size and low cost, based on a 32-bit microcontroller with ARM architecture. The entire system is described, and measurement logs are shown in various situations. The development of a PC application that allows real-time visualization of different variables of interest in bioimpedance measurement is also presented. The validation of the implemented system constitutes a solid starting point for the development of a second version embedded in a wearable system with a wireless link.

**Keywords**— bioimpedance, digital lock-in, bioimpedance meter, microcontroller.

**Resumen**— En este trabajo se presenta el desarrollo de un bioimpedanciómetro basado en un diseño propio, de implementación simple, tamaño reducido y bajo costo basado en un microcontrolador de 32 bits de arquitectura ARM. Se describe el sistema por completo y se muestran registros de medidas en diversas situaciones. Se presenta también el desarrollo de una aplicación en PC que permite visualizar en tiempo real distintas variables de interés en la medida de bioimpedancia. La validación del sistema implementado constituye un punto de partida sólido para el desarrollo de una segunda versión vestible y con enlace inalámbrico.

**Palabras clave**— Bioimpedancia, lock-in digital, bioimpedanciómetro, microcontrolador.

## I. INTRODUCCIÓN

La estimación de la impedancia eléctrica en seres vivos es una técnica que estima el comportamiento de los tejidos ante una determinada excitación eléctrica alterna. La impedancia eléctrica de los tejidos se denomina bioimpedancia eléctrica y su valor depende de la composición del tejido y de la frecuencia de la excitación eléctrica [1]. Esto ha llevado al desarrollo de técnicas monofrecuencia y multifrecuencia que han permitido extraer información de ciertas características de tejidos [2], funciones fisiológicas (ventilación pulmonar, pulso cardíaco) [3] y obtención de imágenes [4]. Los dispositivos que estiman la bioimpedancia eléctrica (bioimpedanciómetros) se basan en inyectar una determinada energía eléctrica y medir la respuesta de los tejidos ante dicha excitación, y todo esto lo hacen mediante una configuración tetrapolar, es decir, mediante dos electrodos de inyección y dos electrodos de detección, aunque no es la única configuración utilizada [5].

La bioimpedancia eléctrica es una variable compleja, es decir, que tiene módulo y fase, y sus valores respecto a la frecuencia aportan información acerca de los tejidos. En ese sentido, los bioimpedanciómetros constan de circuitos complejos basados en osciladores, fuentes de corriente, amplificadores diferenciales, sistemas lock-in analógicos o digitales, filtros analógicos y conversores analógicos-

digitales [6], los cuales muchas veces dificultan la portabilidad de este tipo de sistemas, no solo por la cantidad de circuitos que requieren, sino también por el consumo eléctrico que demandan.

Actualmente existen algunos sistemas comerciales embebidos en circuitos monolíticos que estiman la impedancia eléctrica mediante métodos monofrecuencia y multifrecuencia, conocidos como analizadores de impedancia eléctrica, entre ellos están el AFE4300 de Texas Instruments, el MAX30001/30002, de MAXIM Integrated, el AD5933 y el ADuCM350, ambos de Analog Devices, los cuales han sido usados para desarrollar sistemas portables y vestibles para la medición de la bioimpedancia eléctrica destinada al monitoreo del pulso cardíaco, la actividad muscular, la composición corporal, entre otros [7-10]. Algunos de estos sistemas extraen el módulo y la fase mediante algoritmos basados en la Transformada Discreta de Fourier (DFT) [11], otros lo hacen mediante algoritmos IQ (fase-cuadratura) usando resistores de calibración [12]. Si bien estos sistemas poseen diversas características que los hacen factibles en aplicaciones de bajo consumo, algunos requieren de etapas frontales analógicas para que puedan ser usados en aplicaciones médicas [13], y microcontroladores que sirvan de interfaz con otros dispositivos, (PC, Laptop, etc.) [14-16].

En este trabajo se presenta el diseño, caracterización y prueba de un bioimpedanciómetro cuya estructura está

compuesta por un bloque analógico conectado directamente a un microcontrolador, la cual es más reducida que la presentada en [16] y en [17]. El bloque analógico se usa para acondicionar las señales de excitación y respuesta, y el microcontrolador se encarga de implementar el sistema lock-in digital y, a la vez, sirve de interfaz con una PC o Laptop, aunque no está limitado a estos dispositivos. A diferencia de muchas propuestas presentadas en la literatura, este bioimpedanciómetro no cuenta con analizadores de impedancia eléctrica comerciales, por lo que su implementación es de espacio reducido y de bajo consumo, ideal para aplicaciones portables y vestibles. El bioimpedanciómetro presentado en este trabajo está basado en la técnica de monofrecuencia usando una configuración tetrapolar, y su desempeño ha sido probado en la detección no invasiva de la actividad muscular, así como de la frecuencia respiratoria mediante cambios de impedancia.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

La arquitectura del sistema implementado se basa en una placa Nucleo-L432KC de la firma ST Microelectronics montada sobre una placa analógica (poncho) que permite acondicionar los canales de tensión y corriente. La placa digital contiene un microcontrolador de 32 bits con arquitectura ARM-Cortex M4.

El sistema implementado se presenta esquemáticamente en la Fig. 1. Consiste en 3 etapas bien diferenciadas: la etapa de acondicionamiento analógico de señal, la etapa digital basada en microcontrolador y la etapa en PC.

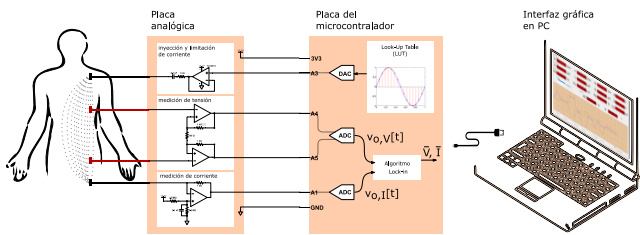


Fig. 1: Esquema del sistema implementado.

### A. Acondicionamiento de la señal de tensión:

El acondicionamiento de la señal de tensión consta de un amplificador completamente diferencial, cuyo esquemático se ilustra en la Fig. 2, conformado por dos amplificadores operacionales (AO). La entrada diferencial se conecta a los electrodos de medida de tensión, mientras que la salida amplificada, que también es diferencial, es digitalizada directamente por uno de los canales del conversor analógico-digital (ADC) de 12 bits embebido en el microcontrolador.

Los AO utilizados son dos de los cuatro disponibles en el encapsulado del TLV2374 de Texas Instruments, y están alimentados con fuente simple  $V_{CC} = 3.3$  V, la cual es provista por un regulador ubicado en la placa del microcontrolador. La ganancia diferencial implementada es de 21 veces:  $G_{DD} = \frac{v_o V}{v_i} = 1 + 2 \frac{1 \text{ k}\Omega}{100 \Omega} = 21$  que establece el rango de entrada diferencial en aproximadamente 300 mV<sub>pp</sub>.

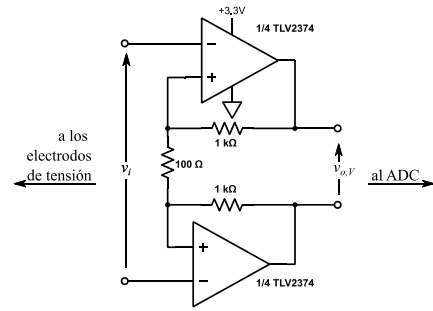


Fig. 2: Esquemático del amplificador de tensión diferencial.

### B. Generación y acondicionamiento de la corriente inyectada:

El acondicionamiento analógico de la corriente que circula por la bioimpedancia a medir consta de dos bloques: (i) el circuito de inyección y limitación de corriente; (ii) el circuito de medición de corriente. Ambos bloques se ilustran en la Fig. 3.

La corriente inyectada es una señal de AC, que posee una forma de onda sinusoidal con una frecuencia fija a 50 kHz, que se genera digitalmente en el microcontrolador a partir de una tabla de *look-up* y se convierte en la tensión analógica  $v_{DAC}$  de 1 V<sub>pp</sub> (350 mV<sub>RMS</sub>) mediante el conversor digital-analógico (DAC) interno a una tasa de actualización de 4 Mmps (mps: muestras por segundo). La señal  $v_{DAC}$  es acondicionada por un seguidor de tensión implementado con otro de los AO disponibles en el TLV2374, cuya salida se conecta mediante un electrodo de inyección de corriente al usuario, a través de una impedancia R-C serie que impide el paso de corriente DC y limita la corriente AC máxima a 350  $\mu$ A<sub>RMS</sub>, aproximadamente.

La corriente inyectada al usuario por el circuito descrito retorna a la placa de acondicionamiento analógico a través del electrodo de medición de corriente. Este se conecta a la entrada inversora de un amplificador de transimpedancia, implementado con el AO restante del TLV2374, con una ganancia  $Z_I = \frac{v_o I}{i_i} = -1 \text{ k}\Omega$ . Este amplificador acondiciona la corriente de entrada, convirtiéndola en una tensión *single-ended* que luego es digitalizada por un canal simple del ADC del microcontrolador. Además, el amplificador de transimpedancia establece, a través del electrodo de medida, el potencial de modo común del sujeto en 1.65 V ( $V_{CC}/2$ ).

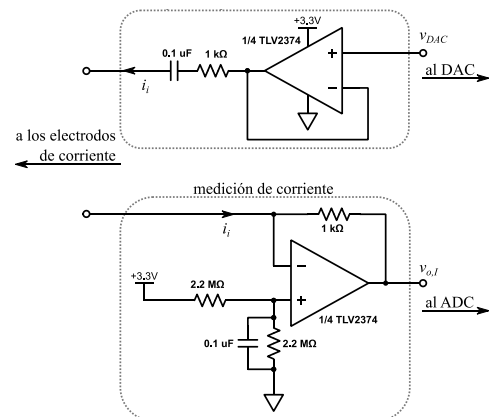


Fig. 3: Esquemático del acondicionamiento analógico de corriente.

### C. Algoritmo lock-in:

En el microcontrolador se implementó un algoritmo *lock-in* por medio del cual se procesan las señales digitalizadas  $v_{o,v}$  y  $v_{o,i}$  proporcionales a la tensión y corriente resultantes, a fin de poder reconstruir el fasor correspondiente a cada magnitud:  $\bar{V}$ ,  $\bar{I}$ . Tanto  $v_{o,v}$  como  $v_{o,i}$  son digitalizadas a una tasa de 1 Mmps y son procesadas en lotes de 1000 muestras.

El algoritmo *lock-in* recibe como entrada un buffer con 1000 muestras de cada uno de ambos canales, multiplica ambas entradas por senos y cosenos de 50 kHz y luego aplica un filtrado pasabajos de tercer orden para quedarse con la componente de continua que concentra la información de amplitud a 50 kHz de las señales originales. Finalmente, entrega como salidas las componentes en fase y cuadratura de los fasores  $\bar{V}$  e  $\bar{I}$ , a una tasa de 1 kmpps.

Posteriormente  $\bar{V}$  e  $\bar{I}$  son promediados y decimados unas 100 veces más, con lo cual se transmiten los resultados a la PC a una tasa de 10 mps.

### D. Interfaz de usuario en PC:

Una vez resueltas las primeras dos etapas, se diseñó una interfaz de usuario, con el fin de poder visualizar las señales de interés en tiempo real. Esta aplicación se ejecutó en una PC y se utilizó el lenguaje C# para su desarrollo. Este programa recibe desde el microcontrolador (por un puerto serie virtual) los valores complejos de tensión y corriente estimados por el *lock-in* digital. Calcula, presenta y grafica los valores de impedancia tanto para el modelo serie como para el paralelo (Fig. 4).

Además de mostrar en pantalla la señal obtenida, el programa permite almacenar las muestras en un archivo de texto para su procesamiento *off-line*.

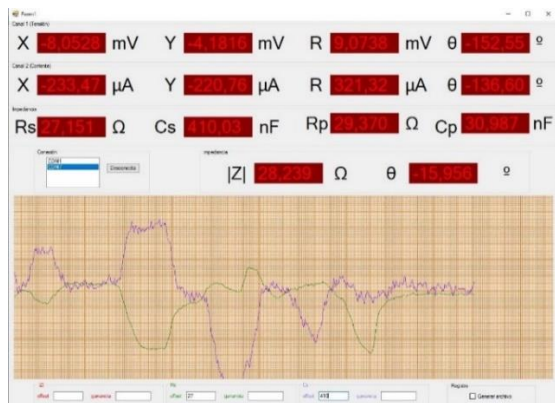


Fig. 4: Interfaz de usuario en PC

## III. RESULTADOS

Para validar el sistema implementado, se decidió realizar algunas medidas de bioimpedancia, tal como se reporta en la bibliografía [18]. En la Fig. 5 se presenta el montaje utilizado para la medida. Por medio de los electrodos con cable negro se inyecta y se mide la corriente, y por medio de los electrodos con cable rojo se mide la tensión.

En primer lugar, se verificó la correcta operación del sistema completo utilizando un patrón de resistencia y capacidad conocidos. En segundo lugar, se decidió medir la bioimpedancia de base con los electrodos, tal como se observa en la Fig. 5. En estas condiciones se midió un valor medio de resistencia serie ( $R_s$ ) de  $26.76 \Omega$  con una desviación

estándar de  $0.02 \Omega$ , y un valor de capacitancia serie ( $C_s$ ) de  $427.7 \text{ nF}$  con una desviación estándar de  $2.1 \text{ nF}$ .

En tercer lugar, manteniendo los electrodos en la misma posición, se realizaron registros de bioimpedancia moviendo la muñeca de diversas formas, tal como se reporta en [18]. En la Fig. 5 se presenta una de estas opciones, con dos estados posibles (posición 1 o posición 2) moviendo solamente la muñeca.

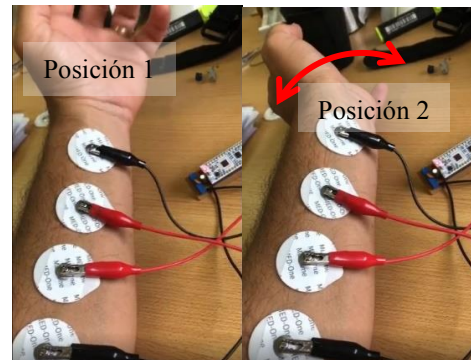


Fig. 5: Medida de bioimpedancia.

En la Fig. 6 se presenta un extracto de registro realizado en estas condiciones para los valores de  $R_s$ ,  $C_s$  y módulo de la impedancia resultante ( $|Z|$ ).

Por último, se realizó un registro en las condiciones que se presentan en la Fig. 7, donde el sujeto realizaba maniobras de respiración. En la Fig. 8 se puede observar el registro correspondiente. En la primera parte se observan oscilaciones producto de la respiración. Hacia el final del registro, se observa una parte plana producto de contener la respiración.

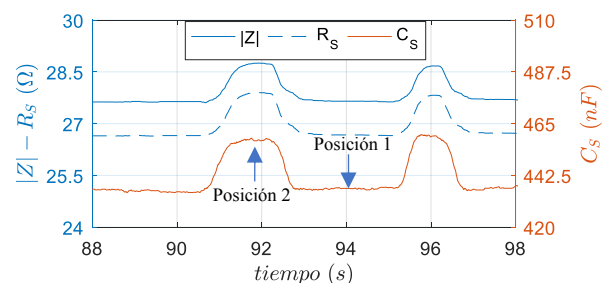


Fig. 6: Registro de  $R_s$ ,  $C_s$  y  $|Z|$ .



Fig. 7: Medida de variación de bioimpedancia en el abdomen durante la respiración.

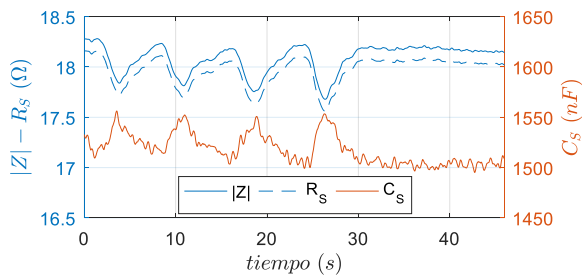


Fig. 8: Registro de variación de bioimpedancia ( $R_s$  y  $|Z|$ ) en el abdomen durante la respiración.

#### IV. DISCUSIÓN

Los resultados experimentales de las medidas sobre el antebrazo (ver Fig. 6) arrojan valores similares a los reportados en [18] para la impedancia basal del antebrazo ( $27.7 \Omega$ ). En cuanto a las variaciones en la bioimpedancia debido al movimiento de extensión de la muñeca, se registraron incrementos del 4%, muy cercanos a los reportados en [18]. Así mismo, los valores registrados también se aproximan a los niveles basales y variaciones relativas reportados en [16] para la misma disposición de los electrodos, pero sobre la pierna en lugar del antebrazo.

#### V. CONCLUSIONES

Se diseñó e implementó un primer prototipo de un bioimpedanciómetro portátil, de tamaño reducido y baja cantidad de componentes, con fines de lograr un dispositivo vestible.

Se validó su funcionamiento en distintos escenarios mediante medidas en impedancias simuladas (usando componentes pasivos), y en impedancias biológicas reales midiendo la miografía por impedancia eléctrica en el antebrazo, y detectando la respiración en el abdomen. En todos los casos, las medidas coincidieron con los valores reportados en la literatura.

Habiendo validado el esquema de procesamiento analógico/digital del prototipo implementado, se continuará con el desarrollo del bioimpedanciómetro vestible, caracterizando su sensibilidad, optimizando diversos parámetros e incorporando conectividad inalámbrica con la PC.

#### REFERENCIAS

- [1] T. K. Bera, "Bioelectrical impedance methods for noninvasive health monitoring: a review," *Journal of medical engineering*, vol. 2014, 2014.
- [2] U. G. Kyle, I. Bosaeus, A. D. De Lorenzo, P. Deurenberg, M. Elia, J. M. Gómez, *et al.*, "Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods," *Clinical nutrition*, vol. 23, pp. 1226-1243, 2004.
- [3] D. Naranjo-Hernández, J. Reina-Tosina, and M. Min, "Fundamentals, recent advances, and future challenges in bioimpedance devices for healthcare applications," *Journal of Sensors*, vol. 2019, 2019.
- [4] R. Bayford, "Basic electrical impedance tomography," in *Bioimpedance in Biomedical Applications and Research*, ed. Springer, 2018, pp. 29-44.
- [5] T. Morimoto, S. Kimura, Y. Konishi, K. Komaki, T. Uyama, Y. Monden, *et al.*, "A study of the electrical bio-impedance of tumors," *Journal of Investigative Surgery*, vol. 6, pp. 25-32, 1993.
- [6] S. Grimnes and O. G. Martinsen, *Bioimpedance and bioelectricity basics*: Academic press, 2011.

- [7] B. Ibrahim, D. A. Hall, and R. Jafari, "Bio-impedance spectroscopy (BIS) measurement system for wearable devices," in *2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 2017, pp. 1-4.
- [8] S. Critcher and T. J. Freeborn, "Localized bioimpedance measurements with the max3000x integrated circuit: Characterization and demonstration," *Sensors*, vol. 21, p. 3013, 2021.
- [9] C. Margo, J. Katrib, M. Nadi, and A. Rouane, "A four-electrode low frequency impedance spectroscopy measurement system using the AD5933 measurement chip," *Physiological measurement*, vol. 34, p. 391, 2013.
- [10] P. Arpaia, U. Cesaro, M. Frosolone, N. Moccaldi, and M. Tagliatalata, "A micro-bioimpedance meter for monitoring insulin bioavailability in personalized diabetes therapy," *Scientific Reports*, vol. 10, pp. 1-11, 2020.
- [11] A. Devices, "AD5933 Datasheet Document," ed. 2013.
- [12] Y. Van, A. Praveen, and W. Kevin, "Impedance Measurement with the AFE4300: Application Report," *SBA202. Texas Instruments*, 2013.
- [13] F. Noveletto, P. Bertemes-Filho, and D. Dutra, "Analog front-end for the integrated circuit AD5933 used in electrical bioimpedance measurements," in *II Latin American Conference on Bioimpedance*, 2016, pp. 48-51.
- [14] J. Ferreira, F. Seoane, and K. Lindecrantz, "Portable bioimpedance monitor evaluation for continuous impedance measurements. Towards wearable plethysmography applications," in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 559-562.
- [15] K. Dheman, P. Mayer, M. Eggimann, S. Schuerle, and M. Magno, "ImpediSense: A long lasting wireless wearable bio-impedance sensor node," *Sustainable Computing: Informatics and Systems*, vol. 30, p. 100556, 2021.
- [16] C. Ngo, C. Munoz, M. Lueken, A. Hülkenberg, C. Bollheimer, A. Briko, *et al.*, "A Wearable, Multi-Frequency Device to Measure Muscle Activity Combining Simultaneous Electromyography and Electrical Impedance Myography," *Sensors*, vol. 22, p. 1941, 2022.
- [17] S. Rossi, M. Pessione, V. Radicioni, G. Baglione, M. Vatteroni, P. Dario, *et al.*, "A low power bioimpedance module for wearable systems," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 232, pp. 359-367, 2015.
- [18] R. Kusche and M. Ryschka, "Combining Bioimpedance and EMG Measurements for Reliable Muscle Contraction Detection," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 23, pp. 11687-11696, 1 Dec. 1, 2019, doi: 10.1109/JSEN.2019.2936171.



**Pablo Andrés García** nació en Azul, Argentina, en 1976. Recibió los títulos de Ingeniero en electrónica, Master en ingeniería y Doctor en ingeniería en la Universidad Nacional de La Plata (UNLP), en 2002, 2008 y 2019 respectivamente. Actualmente es Profesor Titular en el departamento de Electrotecnia de la Facultad de Ingeniería en la UNLP e integra el grupo de Instrumentación biomédica, Industrial y Científica (GIBIC) dependiente del Instituto de Investigaciones en Electrónica, Control y Procesamiento de Señales (LEICI) de la UNLP.



**Marcelo A. Haberman** nació en La Plata, Argentina, en 1984. Recibió el título de Ingeniero en Electrónica (2008) y el de Dr. en Ingeniería (2016) de la Universidad Nacional de La Plata (UNLP), Argentina. Desde 2008 forma parte del Instituto de Investigaciones en Electrónica, Control y Procesamiento de Señales (LEICI), Facultad de Ingeniería UNLP y CONICET. Sus intereses de investigación actuales incluyen instrumentación electrónica y procesamiento de señales analógicas y digitales para sensores no invasivos de potencial eléctrico e impedancia.



**Rafael Eliecer González Landaeta** obtuvo el grado de Doctor en Ingeniería Biomédica en 2008 por la Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España. Desde 1999 hasta el 2014 estuvo impartiendo cursos en Venezuela en áreas como sensores analógicos, electrónica analógica e instrumentación médica. Actualmente trabaja como profesor e investigador en el Programa de Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, México. Es líder del grupo de investigación BIOCIM. Sus áreas de investigación incluyen sensores e instrumentación médica, procesamiento analógico de señales, bioimpedancia eléctrica, recolección de energía y análisis de ruido e interferencias en circuitos electrónicos. Ha dirigido y co-dirigido más de 40 trabajos de titulación en el área de Ingeniería Biomédica a nivel de licenciatura y más 5 tesis de maestría. Ha publicado 15 artículos científicos en revistas indizadas y es inventor de dos patentes españolas concedidas. Es miembro del Sistema nacional de Investigadores de México, y desde el 2016 es Editor Asociado de la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica.



**Enrique Mario Spinelli** nació en Balcarce, Argentina. Recibió los títulos de Ingeniero en Electrónica, Magister y Doctor en Ingeniería en la Universidad Nacional de La Plata (UNLP). Actualmente es Profesor en la Facultad de Ingeniería en la UNLP, Investigador del CONICET y Director del Grupo de Instrumentación Biomédica, Industrial y Científica (GIBIC) dependiente del Instituto de Investigaciones en Electrónica, Control y Procesamiento de Señales (LEICI) UNLP-CONICET



**Matías Javier Oliva** nació en Río Gallegos, Argentina, en 1993. Obtuvo el título de Ingeniero Electrónico de la Universidad Nacional de La Plata (UNLP) en 2018. Actualmente es docente en el área de ciencias básicas del departamento de Ingeniería de la UNLP, estudiante del Doctorado en Ingeniería, becario UNLP e integra el grupo de Instrumentación biomédica, Industrial y Científica (GIBIC) dependiente del Instituto de Investigaciones en Electrónica, Control y Procesamiento de Señales (LEICI) de la UNLP.