

Non-Invasive Cardiac Output Measurer

Andres Oliva Trevisan¹, Adriana G. Scandurra² and Jorge Martinez Arca²

¹Laboratorio de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata, Argentina

²ICYTE (CONICET-Universidad Nacional de Mar del Plata, Argentina)

Abstract— The following work will present the development of a prototype equipment capable of doing a non-invasive cardiac output measurement, expanding the background of the technique used for this measure (Impedance Cardiography), the design of the different elements of the equipment (hardware, firmware and software), implementation, results obtained and future improvements.

Keywords— Cardiac Output, non-invasive, impedance cardiography, hypertension, bioimpedance, biomedical signals, signal processing.

Resumen— En el siguiente trabajo se presentara el desarrollo de un equipo prototipo para la medición de Gasto Cardíaco en forma no invasiva, desarrollando el contexto de la técnica utilizada para su medición (Cardiografía de Impedancia), el diseño de los diferentes elementos del equipo (hardware, firmware y software), su implementación, junto a los resultados obtenidos y las futuras mejoras propuestas.

Palabras clave— Gasto Cardíaco, no invasivo, cardiografía de impedancia, hipertensión, bioimpedancia, señales biomédicas, procesamiento de señales.

I. INTRODUCCIÓN

EN el mundo, las enfermedades cardiovasculares son responsables de aproximadamente 17 millones de muertes por año, casi un tercio del total. Entre ellas, las complicaciones de la hipertensión causan anualmente 9.4 millones de muertes [1]. Por lo tanto el estudio y prevención de la hipertensión es de vital importancia [2]. Una de las principales variables hemodinámicas a evaluar es el Gasto Cardíaco el cual representa el volumen de sangre (l/min) que eyecta cada ventrículo del corazón hacia la aorta y arteria pulmonar.

El método más conocido para realizar la medición del Gasto Cardíaco, es el Catéter de Swan-Ganz [3]. Debido a que este método es del tipo invasivo (al basarse en la inyección de un suero en el corazón por medio de un catéter), puede devenir en posibles complicaciones tales como infecciones al momento de llevarlo a cabo. Realizar una medición de estas características, solo con el objetivo del diagnóstico, no es justificativo para exponer a un paciente a los riesgos propios de una infección.

En esta coyuntura es donde las técnicas de medición no invasivas toman relevancia, debido a que permiten obtener el mismo tipo de información que las invasivas, con la ventaja de no exponer al paciente a los posibles riesgos de los métodos invasivos.

La determinación de los diferentes parámetros hemodinámicos por la técnica no invasiva conocida como Cardiografía de Impedancia permite clasificar los pacientes hipertensos, hacer una selección adecuada de la medicación y titular las dosis, así como evaluar la eficacia del régimen terapéutico por medio de controles regulares [4].

El Laboratorio de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata ha generado,

desde hace casi dos décadas, aportes relevantes en el diseño y desarrollo de técnicas de adquisición, procesamiento y análisis de señales biomédicas, como Variación de Diámetro Arterial, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca, señales de Electroencefalografía y Capnografía Volumétrica entre otras.

El siguiente Trabajo Final fue desarrollado como un aporte a las investigaciones mencionadas en el estudio y prevención del riesgo cardiovascular. El mismo consta del desarrollo de un sistema prototipo de medición de gasto cardíaco, por medio del método no invasivo de Cardiografía de Impedancia (CI).

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Partiendo de la aplicación de los principios bioeléctricos y el desarrollo de la teoría para el cálculo del volumen sistólico, la CI logró convertirse en una técnica válida y confiable para la determinación no invasiva del Gasto Cardíaco (GC).

A mediados 1960, los investigadores de la NASA (National Aeronautical and Space Administration) y William Kubicek, desarrollaron el primer método práctico de cardiografía de impedancia aplicando el concepto de *bioimpedancia eléctrica del tórax* para estudiar el estado hemodinámico de los astronautas bajo los efectos de la gravedad cero.

Ya desde 1983 la cardiografía de impedancia se convirtió en una tecnología comercialmente disponible. Actualmente gracias a las múltiples modificaciones y a la contribución que varios investigadores han realizado en el proceso de validación de la técnica, las aplicaciones clínicas de la cardiografía de impedancia han podido definirse con claridad [3]. La CI se basa en la medición de los cambios en la resistencia eléctrica del tórax que se producen por las variaciones en el volumen sanguíneo en la aorta durante el ciclo cardíaco. La medición continua del cambio en la impedancia (o lo que es lo mismo; las fluctuaciones del volumen sanguíneo durante cada latido)

permiten determinar varios parámetros hemodinámicos, siendo el de interés en este proyecto el volumen latido a latido, y por lo tanto, el GC. [3].

Sus ventajas más importantes respecto a otras técnicas no invasivas o mínimamente invasivas (como el monitoreo Doppler esofágico y contorno de la onda de pulso) son la fácil implementación y asequibilidad, al tratarse de un método de fácil aplicación y costo-efectivo para el diagnóstico y seguimiento de la respuesta a las intervenciones terapéuticas en múltiples patologías, como por ejemplo en su uso para el seguimiento en el control de la respuesta de pacientes hipertensos a los tratamientos farmacológicos. La técnica representa así un cambio en los paradigmas del monitoreo hemodinámico [3].

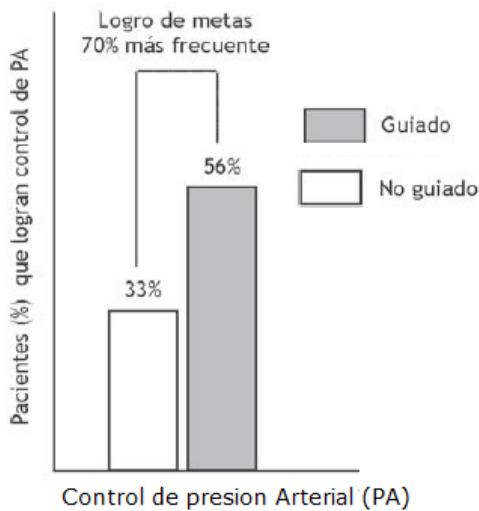


Figura 1. Comparación de tasa de logro de metas en el control de PA: casos guiados utilizando mediciones derivadas de CI y casos en los que no.

En la figura 1 se observa como aquellos pacientes cuya medicación es ajustada de acuerdo a la evolución de los parámetros hemodinámicos obtenidos en la CI permite lograr metas en la reducción de la presión arterial (PA) con un 70% mayor de frecuencia respecto de los casos en los que no son controlados por esta técnica [3].

El objetivo de este proyecto es el desarrollo de un sistema prototipo que permita realizar la medición del Gasto Cardíaco (GC) en un paciente por medio de la técnica de CI. El sistema consta de un equipo prototipo de bajo costo diseñado y desarrollado *ad-hoc* junto a un software que permite al usuario controlar el funcionamiento y comunicarse vía USB con el equipo, visualizar los resultados de las mediciones, obtener a partir de las mismas el valor de Gasto Cardíaco y guardar los datos obtenidos en un archivo para su uso posterior.

A. Técnica

El concepto de impedancia surge como extensión de la ley de ohm en donde una corriente eléctrica (I) es igual a la caída del voltaje (V) entre las dos terminales de un elemento por el cual circula la corriente (I) multiplicado por la impedancia del elemento (Z) por la cual fluye la corriente.

$$Z = \frac{V}{I} \tag{1}$$

A partir de la ecuación 1 se observa que si la corriente I permanece constante, los cambios en el voltaje V a través del elemento por el cual circula corriente serán iguales a los cambios en la impedancia Z.

Como la impedancia (Z) depende del área de corte transversal (A), la longitud (L) y la resistividad ($\rho[\Omega/cm]$) del elemento por el cual circula, cualquier cambio de Z puede relacionarse con cambios en el volumen ($\Delta V_{ol} = A * L$) por la expresión 2:

$$Z = \rho * \frac{L}{A} = \rho * \frac{L^2}{\Delta V_{ol}} \tag{2}$$

Es a partir de estos conceptos que Kubicek investigó la posibilidad de medir el contenido total de sangre dentro de la aorta (que representa el GC) examinando los cambios en la impedancia a través del tórax bajo la influencia de una corriente de alta frecuencia y magnitud constante.

Partiendo de considerar la forma del tórax como un simple cilindro con un área seccional (A) y una longitud (L), el cual se comporta como un conductor eléctrico no homogéneo (figura 2) [3].

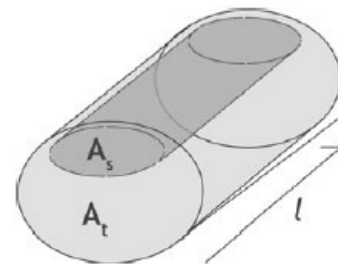


Figura 2. Modelo cilíndrico del tórax, conformado por A_s (área seccional ocupada por la sangre) y A_t (área seccional ocupada por los demás tejidos).

En la figura 2 se pueden observar dos áreas claramente diferenciables; una de mayor impedancia (A_t), conformada por los músculos, pulmones, grasa, piel, huesos y aire, los cuales constituyen la mayoría de las estructuras que se encuentran en el tórax. Y otra de mucha menor impedancia (A_s), determinada por la sangre.

Debido a que la corriente eléctrica fluye por la vía de menor resistencia, la mayor parte de la misma es conducida por los grandes vasos (aorta y vena cava, representado por (A_s) en su recorrido a través del tórax).

A partir de esta observación Kubicek concluyó que los cambios en la impedancia del tórax constituye un reflejo de los cambios en el volumen dentro de los grandes vasos y utilizando la información derivada de los cambios en la impedancia durante el ciclo cardíaco desarrolló una fórmula para la estimación del volumen latido-latido. En 1983 Sramek mejoró el planteo de Kubicek al considerar como modelo de tórax un cono truncado en lugar de un cilindro, siendo este modelo más real [3], obteniendo la siguiente expresión :

$$GC = \frac{(0.17 * H)^3}{4.25} * \frac{dZ/dt|_{max}}{Z_0} * TEV * \frac{60}{1000 * T_c} \tag{3}$$

Para poder comprender la ecuación 3 se introducirán brevemente los conceptos fisiológicos que permiten determinarla.

$$Z(t) = Z_0 + \Delta Z(t) = Z_0 + Z_r(t) + Z_c(t) \tag{4}$$

En la igualdad 4 se observan las componentes de $Z(t)$, donde Z_0 es denominada Impedancia Basal, siendo de valor constante (al depender de las características fisiológicas del paciente) y $\Delta Z(t)$ corresponde a los cambios en el tiempo en la impedancia. $Z_r(t)$ representa la variación de Z provocada por el efecto del movimiento respiratorio en el tamaño del tórax y $Z_c(t)$, debido al cambio de flujo de sanguíneo. Es a partir de la señal $Z_c(t)$ que se obtiene su variación en el tiempo (denominada dZ/dt), siendo esta última la utilizada para el cálculo del GC por los métodos mencionados anteriormente [3].

El período cardíaco T_c se define como el intervalo de tiempo entre cada latido del corazón, siendo a la inversa de la frecuencia cardíaca.

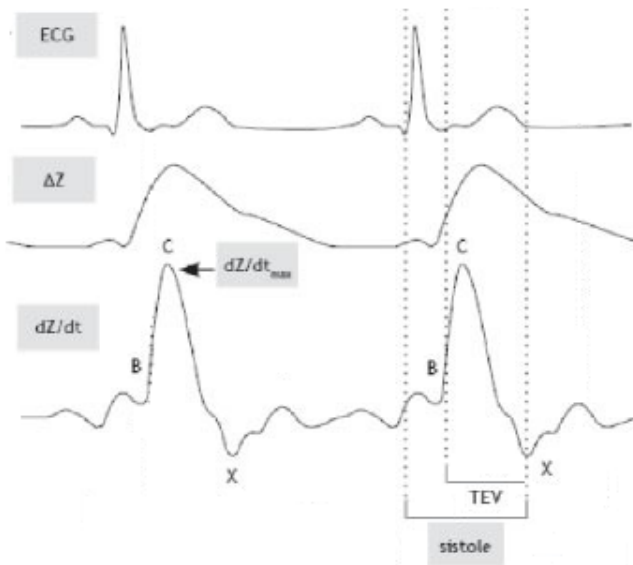


Figura 3. Puntos de interés en cada ciclo de las señales de relevantes en la CI.

En la figura 3 se pueden observar varias señales de interés en el área de la cardiografía de impedancia: la señal de ECG, la componente variable de impedancia torácica y su variación, que a partir de la cual se extraen los valores de interés para la CI, mientras que en la figura 4 se observa el esquema de conexión tetrapolar utilizado en esta técnica.

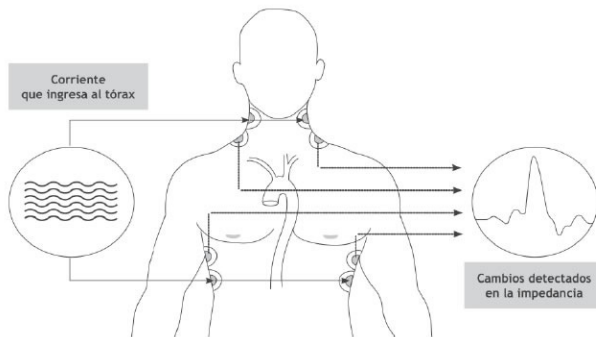


Figura 4. Conexión de sistema de electrodos tetrapolar, donde se pueden ver los puntos de inyección de corriente y puntos de medición de impedancia.

Como los trazados del ECG y la CI (dZ/dt) se producen en la misma escala de tiempo, pueden alinearse para determinar el momento en que ocurre la apertura (punto B) y el cierre de la

válvula aórtica (punto X), para obtener el tiempo de eyección ventricular (TEV) junto al período cardíaco T_c (siendo la diferencia entre cada punto C en cada ciclo). A partir de considerar una estimación del volumen de la aorta para un modelo de cono truncado y el valor pico de cambio en el flujo sanguíneo en un período cardíaco (dZ/dt_{max}), surge la ecuación utilizada que permite estimar el GC basado en los parámetros hemodinámicos ya mencionados [3]:

Recordando la ecuación 3, la misma permite calcular el GC utilizando el modelo de Sramek, donde el factor $(0.17 * H)^3 / 4.25$ (siendo H la altura del paciente) corresponde al volumen de tejido torácico que participa en la transmisión eléctrica, mientras que el cociente entre el valor pico de la derivada de ΔZ y Z_0 refleja la variación normalizada del flujo sanguíneo. El factor $(60/1000 * T_c)$ permite relacionar el Volumen sistólico [mlitros] con el GC [litros/minutos].

B. Diseño

En la figura 5 se presenta el diagrama de bloques que contiene las principales etapas del equipo junto a sus funciones:

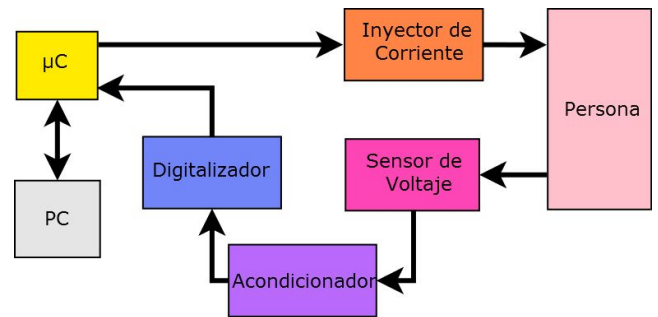


Figura 5. Diagrama de bloques general del equipo prototipo.

- **Inyector de Corriente:** es el bloque encargado de inyectar la corriente necesaria para generar la señal de voltaje a medir en cuerpo. Es controlado por el bloque μC .
- **Persona:** En este trabajo es modelado como una carga de impedancia variable en el tiempo ($Z(t)$) de características conocidas. A su vez, al ser el cuerpo humano sensible a la exposición física de ciertos valores de voltaje y corriente, se deben tomar las consideraciones apropiadas para evitar sensaciones de molestia o lesiones en el mismo.
- **Sensor de Voltaje:** su función es medir la caída de voltaje entre los puntos del paciente donde fue inyectada la corriente eléctrica, de modo que el paciente esté aislada del equipo.
- **Acondicionador:** convierte la señal de voltaje a una señal de bioimpedancia (realizando una demodulación) y la acondiciona (ajustando ganancia y filtrando la señal) para que sea digitalizada correctamente.
- **Digitalizador:** convierte los valores analógicos de voltaje a valores digitales.
- **Microcontrolador (μC):** bloque encargado de actuar como intermediario entre la PC y el resto de los bloques del prototipo. Se encarga de iniciar/detener la inyección de corriente cuando la orden es enviada desde la PC y a su vez, cuando ésta lo solicite, enviarle los valores digitales adquiridos.

- **Computadora Personal (PC):** se ocupa de recibir las instrucciones del usuario y enviarlas a la unidad del μC (y recibir los valores de digitales enviados por el mismo). También realiza el procesamiento de los datos, con el fin de obtener las características de la señal de bioimpedancia medida necesarias para la estimación del GC.

C. Hardware

Para poder determinar las especificaciones del hardware, es necesario conocer las características de la señal de interés en forma apropiada junto a las propiedades de la corriente a inyectar.

En el caso de la señal de interés ($Z(t)$), el valor promedio o impedancia basal (Z_0) tiene un rango de 20 a 35 Ω en adultos, mientras que la componente variable (ΔZ) oscila entre 0.16 y 0.4 Ω_{pico} con un ancho de banda de hasta 20 Hz. De ΔZ se debe extraer la componente cardíaca (Z_c) cuyo valor mínimo es de 0.06 Ω_{pico} . Es a partir de este valor se consideró la centésima parte del mismo (0.6 m Ω) como la sensibilidad del equipo para el ancho de banda asociado [5] [6] [7] [8] [9].

La corriente inyectada consta de una onda sinusoidal de 0.5 μA_{pico} y frecuencia de 97 kHz. [10]. El valor de frecuencia elegido disminuye la resistencia serie equivalente del modelo electrodo-piel facilitando la inyección de corriente. A partir del valor de impedancia serie del modelo electrodo-piel a esta frecuencia (300 Ω) se obtuvo 64 dB como rechazo a modo común asegurando que el mismo no supere el 1% de la señal Z_0 [5] [6] [7] [8] [9] [11] [12] [13].

Es a partir de estas especificaciones de diseño que se llevó a cabo la implementación de cada bloque correspondiente al hardware. El bloque inyector de corriente fue implementado con el circuito integrado generador sinusoidal AD9833 junto a una etapa de conversión de voltaje a corriente, contemplando la seguridad eléctrica del paciente conectada incluyendo un circuito de bloqueo de inyecciones de corriente mayores a 1 mA y capacitores de desacople en cada terminal, junto a un optoacoplamiento entre el equipo y la PC, garantizando la seguridad del paciente que este conectada al mismo [10].

Para el sensado de voltaje se utilizó el amplificador de instrumentación AD620. El bloque acondicionador fue implementado por medio de un circuito demodulador de AM, seguido de una etapa de separación de continua (Z_0) y alterna (ΔZ), etapas amplificadoras, y filtrado utilizando topologías tipo Bessel para evitar distorsión en fase. Estas etapas fueron diseñadas de modo de lograr un fuerte rechazo (y evitar saturaciones) al ruido proveniente de la red eléctrica.

La etapa digitalizadora se implementó con el convertor analógico-digital de 10 bits dentro del microcontrolador (μC) elegido.

D. Firmware y Software

En el desarrollo del firmware contenido en el μC , se utilizó el microcontrolador PIC18F2550 de Microchip[®] debido a sus prestaciones, bajo costo y disponibilidad local.

Las tareas realizadas por el μC incluyen la comunicación con el software dentro de la PC por medio del protocolo USB, la digitalización de los canales de adquisición por medio de

los convertidores A-D de 10 bits internos y la configuración e inicialización del circuito de inyección de corriente.

La interfaz alojada dentro de la PC fue desarrollada por medio del entorno QT[®] en lenguaje C++ con el compilador MinGW[®], permitiendo que el software sea compatible tanto con los sistemas operativos Windows[®] (xP, 7 y 10) así como con sistemas operativos basados en Linux[®]. La misma se encarga de recibir los datos enviados por el μC , procesarlos, y presentar su visualización en pantalla, realizando todas estas tareas en tiempo real utilizando un sistema de hilos (threads) [14].

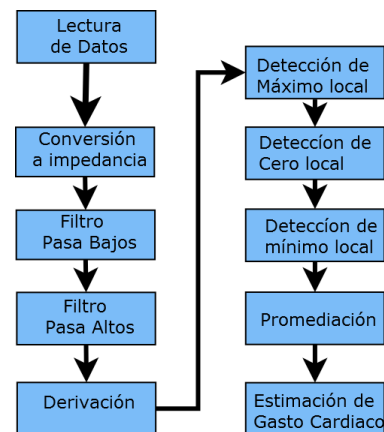


Figura 6. Tareas llevadas a cabo por el algoritmo de procesamiento.

El algoritmo de procesamiento (figura 6) realiza la lectura de los datos transmitidos por USB por el μC , realiza su conversión a valores de impedancia al multiplicarlo por los factores de calibración y luego aplica dos filtros FIR a la señal: uno pasa bajos para limitar el ancho de banda al de interés (20 Hz) y otro pasa altos para eliminar la componente respiratoria Z_r (con frecuencia de corte en 0.15 Hz). Finalmente se deriva la señal Z_c para obtener la señal dZ/dt , que será visualizada en pantalla en tiempo real junto a Z_c .

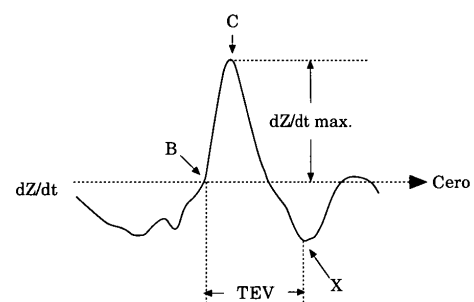


Figura 7. Puntos de interés de la variación de la componente cardíaca de impedancia torácica (Z_c).

A partir de la señal dZ/dt se extraen los puntos de interés (B, C y X correspondientes a la figura 7) para cada ciclo de la señal, siendo promediados para el intervalo de medición para calcular el valor de GC correspondiente, permitiendo la visualización en pantalla del resultado junto a la frecuencia cardíaca promedio.

Los filtros digitales fueron diseñados con la toolbox DSP System Toolbox dentro del software MATLAB[®].

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El equipo desarrollado (figura 8) permite realizar mediciones de impedancia en un rango 10 a 63 Ω con una sensibilidad de 1 mΩ para la componente variable en un ancho de banda de 20 Hz con 65 dB de rechazo a modo común, cumpliendo con los requerimientos mencionados en el diseño y obteniéndose características similares a productos ya existentes [15]. Los resultados de la medición son visualizados en la pantalla de la interfaz (figura 9), permitiendo observar tanto las señales obtenidas como los valores de gasto y frecuencia cardíaca.



Figura 8. Fotografía del equipo prototipo desarrollo junto a los electrodos descartables utilizados.

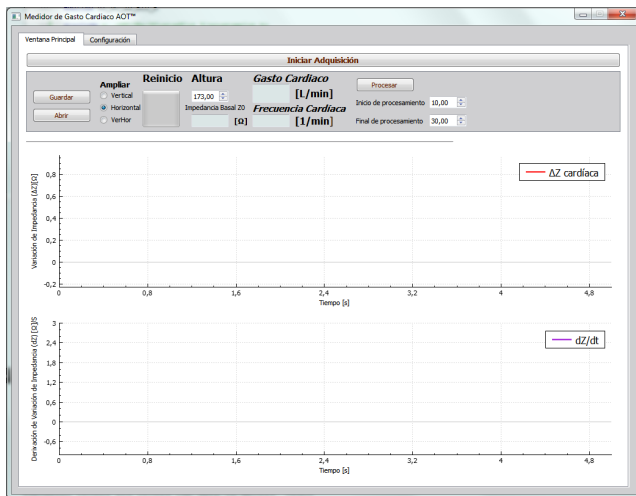


Figura 9. Imagen de la interfaz utilizada, donde se indican en un gráfico las señales de ΔZ y dZ/dt , junto a el valor de GC, frecuencia cardíaca y las demás funcionalidades de la interfaz (abrir, guardar, procesar y ampliar)

Las mediciones realizadas se basaron en una publicación en la cual se realizaron mediciones en diferentes casos (sentado o parado; respirando, al inspirar o espirar) y sus efectos en la medición de GC por CI [8].

Al no disponer de ningún equipo capaz de medir GC por CI, se realizó la comparación con el sistema Biopac Systems MP150 (equipo utilizado en la publicación mencionada) cuyas características no difieren significativamente en sus especificaciones respecto del equipo desarrollado. Para ello se realizaron mediciones en cinco pacientes en los mismos casos que se encuentran en la publicación [8].

En la tabla I se encuentran los resultados promedio para ambos equipos en mediciones realizadas en un total de cinco

Tabla I
COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS PROMEDIO DE LAS MEDICIONES REALIZADAS EN CINCO PACIENTES.

Maniobra	$Z_{0[A]}$	$Z_{0[B]}$	$\frac{dZ}{dt} [A]$	$\frac{dZ}{dt} [B]$	$GC [A]$	$GC [B]$
Reposo	26.5	33.22	2.2	1.95	5.9	4.21
Espiración	26.3	34.01	2.3	2.09	5.7	4.41
Inspiración	26.3	35.04	2.3	2.22	5.5	4.51
Sentado	31.5	38.14	2.0	1.97	4.3	3.48
De Pie	31.9	40.77	1.9	1.92	3.8	2.91

pacientes utilizando el esquema de conexión correspondiente a la figura 10, junto a las maniobras mencionadas, donde se muestran los valores de Z_0 , dZ/dt_{pico} promedio y GC [8].

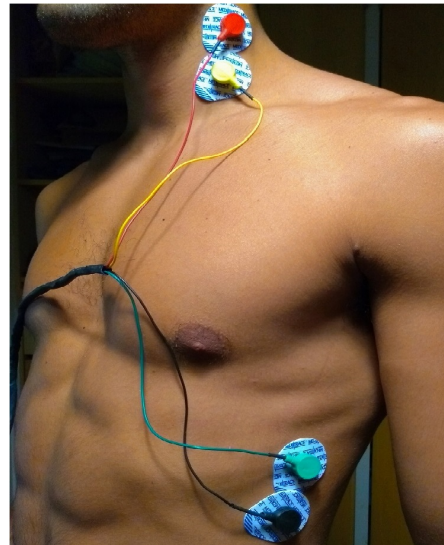


Figura 10. Ejemplo de conexión de los electrodos del equipo diseñado en un paciente adulto.

En las figuras 11 y 13 se pueden observar los resultados de las mediciones realizadas en la publicación [8], mientras que en las figuras 12 y 14 se pueden ver los resultados obtenidos en las mediciones realizadas con el equipo desarrollado, aclarando que el mismo realiza una inversión de fase en la señal ΔZ al ser adquirida (por lo cual esta señal se visualiza invertida). En ambas figuras se pueden observar las similitudes en las formas de onda.

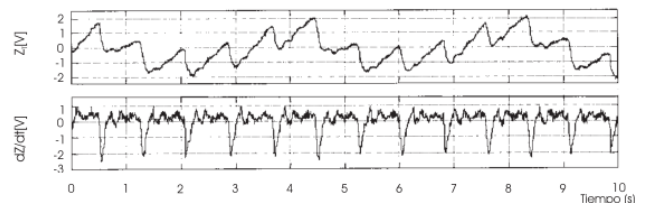


Figura 11. Medición realizada con Biopac Systems MP150 a un paciente después de realizar espiración, manteniendo la respiración [8].

A partir de la tabla I se puede ver como se mantiene la correlación respecto de la variación de los valores de GC y dZ/dt_{max} para los valores obtenidos. De las experiencias realizadas, se observaron los siguientes fenómenos:

- **Impacto de la componente respiratoria Z_r :** Según la

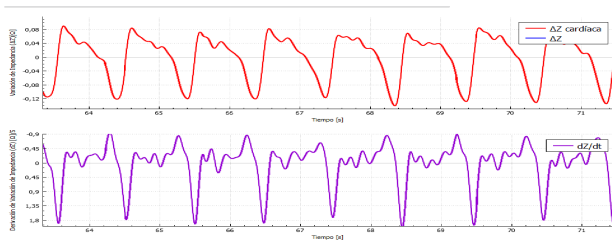


Figura 12. Medición realizada con el equipo desarrollado a una persona después de realizar espiración, manteniendo la respiración.

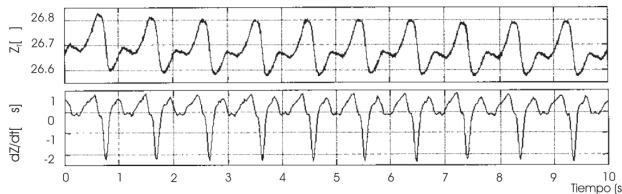


Figura 13. Medición realizada con Biopac Systems MP150 a un paciente de pie [8].

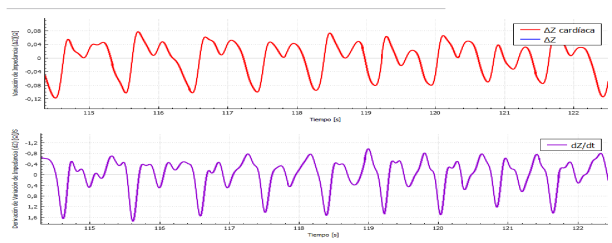


Figura 14. Medición realizada con el equipo desarrollado a un paciente de pie.

profundidad de la respiración del paciente (es decir, que tanto cambie el volumen del tórax al respirar), los valores de amplitud pueden ser similares a la señal asociada al GC (Z_c) o hasta 5 veces mayores, causando en algunos casos saturaciones del sistema, dificultando la medición. Este artefacto se puede disminuir cuando la respiración es realizada en forma pausada, junto a que el movimiento de la caja torácica (expansión-contracción) sea el menor posible.

- **Presencia de modo común** : Se registraron valores mínimos de entre el 3% y 6% en todas las mediciones debido a la impedancia serie de los electrodos. Es importante mencionar que este valor incrementa hasta duplicar el valor de Z_0 cuando se utilizan electrodos desgastados (principalmente debido a la degradación del gel electrolítico/adhesivo) o sus elementos se degradan durante la medición.
- **Efecto de los electrodos**: de las experiencias realizadas no se recomienda realizar la medición por un período mayor a 5 minutos, debido a que cualquier movimiento en los electrodos, incluso la tensión de los mismos cables pueden disminuir la superficie de contacto de los mismos, aumentando el valor de impedancia basal en los electrodos. A su vez dependiendo del sudor en el paciente y calidad de los electrodos, la parte adhesiva y el propio gel electrolítico pueden sufrir una degradación afectando severamente los resultados.
- **Indicadores de deterioro en la medición** si el valor

de impedancia aumenta considerablemente respecto del valor medido en el primer momento que se realizó la medición, para una misma maniobra y el valor de ΔZ disminuye levemente, acompañado de una distorsión en la forma de la señal respecto de las imágenes observadas en esta sección, son claros indicadores de un mal conexionado de los electrodos, deterioro en el gel adhesivo (disminuyendo la superficie de contacto) o deterioro en el gel electrolítico.

A partir de estos análisis, es claro que utilizar electrodos de mejor calidad, en superficies limpias y correctamente posicionadas son fundamentales para obtener un buen rendimiento en la medición, y por lo tanto en el valor de GC registrado. A su vez, mejorar el rechazo de modo común del equipo (al seleccionar un amplificador de instrumentación de mayor rechazo) mejorara el rendimiento del dispositivo mitigando el problema de los electrodos en función del aumento en el rechazo.

IV. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Se presentó el diseño de un equipo prototipo de medición de gasto cardíaco de bajo costo funcional, presentando resultados acordes a los esperados, logrando cumplir los objetivos del proyecto. Durante el desarrollo del mismo fue necesario desarrollar metodologías y herramientas para la validación y prueba de las diferentes etapas del proyecto, principalmente al tratarse de un procedimiento técnico no estándar. Las mismas permitieron verificar que el equipo desarrollado funcione en forma segura y adecuada antes de realizar pruebas sobre pacientes.

Como continuación de este trabajo se propone añadir una batería interna que permita su portabilidad de modo de facilitar la realización de pruebas en hospitales, permitiendo poner en práctica estudios de validación de la técnica (contrastando los resultados con métodos invasivos en tiempo real) al realizar pruebas en pacientes con un protocolo adecuado diseñado para tal fin.

REFERENCIAS

- [1] O. M. de la Salud, "Información general sobre la HIPERTENSION en el mundo," 2013. [Online]. Available: https://www.who.int/cardiovascular_diseases/publications/global_brief_hypertension/es/
- [2] H. O. Ventura, S. J. Taler, and J. E. Strobeck, "Hypertension as a Hemodynamic Disease." [Online]. Available: <https://academic.oup.com/ajh/article/18/S2/26S/198358>
- [3] X. Garcia, L. Mateu, J. Maynar, J. Mercadal, A. Ochagavia y A. Ferrandiz, "Estimación del gasto cardíaco. Utilidad en la práctica clínica. Monitorización disponible invasiva y no invasiva," pp. 552–261. [Online]. Available: <http://scielo.isciii.es/pdf/medinte/v35n9/puesta.pdf>
- [4] J. E. Strobeck, M. A. Silver and Co-Editors in Chief, "Beyond the Four Quadrants: The Critical and Emerging Role of Impedance Cardiography in Heart Failure," vol. 2, pp. 1–6, March. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1527-5299.2004.03405.x>
- [5] G. Cybulski, "Impedance cardiography."
- [6] M. C. IPATE, A. A. DOBRE and A. M. MOREGA, "The stroke volume and the cardiac output by the impedance cardiography," vol. 74. [Online]. Available: http://www.scientificbulletin.pub.ro/rev_docs_arhiva/full302_167687.pdf
- [7] BIOPAC Systems, Inc., "Cardiac output measurement." [Online]. Available: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/app215.pdf>
- [8] Z. Gaytan Martinez, M.C. Garcia Piche y A. Jimenez Gonzalez, "Medición de gasto cardíaco para aplicaciones en docencia: comparación de dos tecnologías," vol. 25, no. 5, Marzo. [Online]. Available: <http://www.medigraphic.com/pdfs/inge/ib-2004/ib041k.pdf>

- [9] C. R. Galarza y M. del Rio, "Cardiografía por impedancia en la evaluación de la función cardiovascular," no. 14, pp. 220–232. [Online]. Available: <https://academic.oup.com/ajh/article/18/S2/26S/198358>
- [10] American National Standard ANSI/AAMI., *Medical electrical equipment Part 1: General requirements for basic safety and essential performance.*
- [11] J. Rosell, J. Colominas, P. Riu and R. Pallas-Areny, "Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz," vol. 35(8).
- [12] K. Cole and R. H. Cole, "Dispersion and absorption in dielectrics. i: Alternating current characteristics," vol. 9.
- [13] B.R. Eegins, "Skin contact electrodes for medical applications," vol. 118(4). [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8388179>
- [14] Qt Company Ltd., "Qt documentation: Semaphores example." [Online]. Available: <http://doc.qt.io/qt-5/qtcore-threads-semaphores-example.html>
- [15] M. M. GmbH, "IMPEDANCE CARDIOGRAPHY WITH ACM TECHNOLOGY," 2019. [Online]. Available: <https://medis.company/cms/uploads/PDF/niccomo.pdf>



Andres Oliva Trevisan es Ingeniero Electrónico recientemente graduado en la Universidad Nacional de Mar del Plata. Realizó su proyecto final en el Laboratorio de Bioingeniería de la misma facultad (Beca C.I.N.) perteneciente al ICYTE.



Adriana G. Scandurra es Ingeniera Electrónica Doctora en Ingeniería orientación Electrónica por la Universidad Nacional de Mar del Plata. Es docente e investigadora en el Laboratorio de Bioingeniería ICYTE (CONICET-UNMDP-CIC).



Jorge Martínez Arca Jorge Martínez Arca, es Ingeniero Electricista c/o Electrónica y Master Science en Gestión Ambiental por la Universidad Nacional de Mar del Plata. Es docente e investigador en el Laboratorio de Bioingeniería ICYTE (CONICET-UNMDP-CIC).