

# Acquisition of biomedical signals using microphones of MEMS technology

Christian D. Dip<sup>1</sup>, Franco Lomello<sup>1</sup>, Diego S. Comas<sup>2,3</sup>,  
Gerardo Tusman<sup>4</sup> and Gustavo J. Meschino<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Ingeniería, UNMDP, Argentina.

<sup>2</sup>Instituto de Investigaciones Científicas y Tecnológicas en Electrónica, ICYTE, UNMDP-CONICET, Argentina.

<sup>3</sup>CONICET (Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas), Argentina.

<sup>4</sup>Hospital Privado de Comunidad, Mar del Plata, Argentina.

---

**Resumen**— En el presente trabajo se estudia y desarrolla un sistema para la adquisición de señales biomédicas basado en micrófonos de tecnología MEMS (del inglés *Micro-Electro-Mechanical Systems*). Los micrófonos MEMS están diseñados para operar en frecuencias de audio, mientras que el contenido espectral de algunas señales biomédicas se encuentra en frecuencias fuera de este rango. Por lo tanto, cada señal biomédica requiere un abordaje especial. En particular, en este trabajo se analiza la capacidad de los micrófonos MEMS para adquirir señales de presión en la vía aérea, pulso arterial y sonidos cardíacos. Luego de la adquisición y muestreo de las señales, cada una es filtrada y amplificada considerando su ancho de banda y su amplitud, y la respuesta en frecuencia de los MEMS es compensada cuando es necesario. Al obtener simultáneamente las señales de sonido cardíaco y pulso arterial, el sistema desarrollado permite la medición del tiempo de tránsito de pulso (PTT, del inglés *Pulse Transit Time*) el cual puede ser utilizado para realizar una estimación continua de la presión arterial. Se desarrolló un dispositivo y se realizaron mediciones de las señales consideradas. Las señales de presión en la vía aérea no resultaron fisiológicamente comprensibles. En cambio, las señales de pulso arterial mostraron similitud con las observadas en la bibliografía. Para el sonido cardíaco se obtuvieron los sonidos s1, s2 y, en algunos casos, s3. Se pudo realizar la medición de PTT de manera no invasiva, siendo este trabajo, por tanto, simiente para desarrollos futuros.

**Palabras clave**— MEMS, presión en la vía aérea, señales biomédicas, señal de pulso arterial, sonidos cardíacos, tiempo de tránsito de pulso.

---

**Abstract**— A system for biomedical signal acquisition using MEMS microphones (*Micro Electro-Mechanical Systems*) as sensors is studied and developed. While these microphones are designed for audio, typical biomedical signals' spectrums are far below audio frequencies. Therefore, a special approach is required for acquiring biomedical signals using MEMS microphones. This paper is focused on consider these microphones for acquiring signals of pressure in the airway, arterial pulse, and heart sounds. After acquisition and sampling of the signals, each one is properly filtered and amplified considering its bandwidth and amplitude, and the frequency response of the MEMS is compensated when required. In addition, the developed system allows the measurement of the pulse transit time (PTT), allowing a continuous estimation of blood pressure, because it was possible simultaneously obtaining the heart sounds and the arterial pulse signal. Measurements on the signals acquired were performed. Airway pressure signals obtained were not physiologically understandable. On the other hand, arterial pulse signals showed similarity with those observed in the literature. The cardiac sound s1 and s2 were successfully obtained and, in some cases, s3 was also detected. It was possible to measure the PTT in a non-invasive way, resulting this work a first step for future works.

**Keywords**— Arterial pulse signal, biomedical signals, heart sounds, MEMS, pressure in the airway, pulse transit time.

---

## I. INTRODUCCIÓN

Los equipos para la adquisición de señales biomédicas son actualmente instrumentos de indiscutible relevancia en el ámbito de la salud, ya que permiten a los profesionales el monitoreo, la prevención y el diagnóstico temprano de enfermedades. Sin embargo, no son siempre universalmente accesibles debido a su complejidad y sus altos costos.

En el equipamiento biomédico, una etapa sumamente relevante es la de captura de la señal, requiriendo cada caso de un sensor y de un tratamiento específico.

Debido a la variabilidad existente tanto en amplitud como en ancho de banda de las diferentes señales biomédicas [1], se presenta la necesidad de un procesamiento específico para cada una. Esta característica limita el uso de un mismo sistema para la adquisición y tratamiento de señales de diferente tipo.

La tecnología MEMS (del inglés *Micro-Electro-Mechanical Systems*) consiste en el diseño a escala micrométrica tanto de los semiconductores para circuitos electrónicos como también de sistemas con partes móviles o mecánicas (de ahí su nombre). Los micrófonos basados en esta tecnología están diseñados con semiconductores y

Dirección de contacto:

Gustavo Javier Meschino, Laboratorio de Bioingeniería, ICYTE, UNMDP-CONICET, Juan B. Justo 4302, Mar del Plata, Argentina, B7608FDQ, Tel. +54-0223-4816600 int. 252, Fax +54-223-481-0046, [gmeschin@fi.mdp.edu.ar](mailto:gmeschin@fi.mdp.edu.ar)

consisten básicamente en un capacitor que contiene dos platos de silicio; uno de ellos es fijo y el otro es móvil, generando de esta manera una capacidad eléctrica variable. La superficie fija se encuentra cubierta por un electrodo que la hace conductiva y está llena de orificios acústicos, por donde pasa el sonido (una onda de presión u onda mecánica de tipo longitudinal) [2], [3], transformando a éste en una señal eléctrica.

Algunas señales biomédicas responden a la característica de onda de presión. Éstas requerirían sensores de presión para su adquisición, y en efecto, los micrófonos lo son. Como se verá más adelante, las consideraciones principales para su utilización serán acerca del rango de frecuencias que define a cada tipo de señal.

Debido a su bajo costo y alta disponibilidad, los micrófonos de tecnología MEMS se presentan como dispositivos interesantes para ser utilizados como sensores y han sido exitosamente aplicados, por ejemplo, para la adquisición de señales de pulso arterial [4].

El presente trabajo surge ante el requerimiento siempre vigente de buscar alternativas a los sensores clásicos. Se plantea la exploración, el estudio preliminar y análisis de la potencialidad y la facilidad de uso de micrófonos con tecnología MEMS para la adquisición de:

- Ondas de presión de la vía aérea en pacientes ventilados mecánicamente. La presión en la vía aérea es la presión que impulsa al flujo aéreo hacia los pulmones o hacia la boca. Cuando una persona es incapaz de llevar a cabo la respiración por sus propios medios, se recurre a la respiración asistida por un ventilador mecánico.
- Señales de pulso arterial. El pulso arterial es una onda mecánica, originada por la sístole ventricular, que se propaga por la pared del árbol arterial. Se registra comúnmente, en partes del cuerpo donde las arterias son superficiales, como en las muñecas o el cuello, donde se accede a la arteria radial o a la carótida, respectivamente.
- Sonidos cardíacos. Se producen por el cierre de las válvulas cardíacas. Se reconocen 4 sonidos cardíacos, identificados como s1, s2, s3 y s4. Los más notables son s1 y s2. El s1 se produce por el cierre de las válvulas mitral y tricúspide y el s2 debido al cierre de las válvulas aórtica y pulmonar. El s3 y el s4 se suelen escuchar en niños, no es común escucharlos en adultos.

En conjunto con el estudio propuesto, se plantea el diseño de un sistema para adquirir estas señales, transmitir las a una computadora, procesarlas en tiempo real y almacenarlas para análisis posteriores.

Por otro lado, al disponer simultáneamente de las señales de sonido cardíaco y pulso arterial, es posible realizar una medición del denominado tiempo de tránsito de pulso (PTT, del inglés *Pulse Transit Time*). El PTT es el tiempo que transcurre desde que la sangre es bombeada en la arteria aorta hasta que llega a una arteria periférica. Se debe considerar el inicio del sonido s1 y el momento de máxima pendiente de la onda de pulso. La importancia de la medición de PTT radica en la posibilidad de desarrollar, a partir de éste, un sistema no invasivo de medición continua de la presión arterial [5]. En el equipo presentado en este trabajo, la señal del sonido daría el momento exacto de la sístole (detectado por medio del evento mecánico, en lugar de eléctrico como sería si se utilizara el electrocardiograma) y el arribo de la señal a la arteria radial (detectado también

por la variación del diámetro de la arteria).

Se presenta así un análisis de la utilización de micrófonos miniatura de tecnología MEMS como sensores para la adquisición de diferentes tipos de señales biomédicas.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

### A. Sistema desarrollado

El sistema desarrollado consta de las siguientes etapas:

#### 1) Micrófonos MEMS

Los micrófonos MEMS están diseñados para audio, es decir, para ser utilizados para adquirir señales dentro del rango de frecuencias audible (20 Hz – 20 kHz). Sin embargo, algunas de las señales de estudio en este trabajo son de frecuencias que están por debajo de 20 Hz. Por lo tanto, para utilizar micrófonos de tecnología MEMS en la adquisición de señales biomédicas fue necesario verificar si debía realizarse algún tipo de compensación en el circuito de adquisición (micrófono y preamplificador), con el fin de adecuar la respuesta en frecuencia del micrófono a las señales a adquirir.

En el trabajo de Nomura *et al.* [4] se propone el uso de tecnología MEMS para la adquisición de señales de pulso arterial. Realizan un barrido en frecuencia para determinar la respuesta en frecuencia del micrófono y encuentran que, para frecuencias menores a una frecuencia  $f_L = 60$  Hz, el sistema formado por el micrófono y el preamplificador que conforman el MEMS presenta una pendiente de 20 dB/década actuando como un derivador, siendo la respuesta en frecuencia plana por encima de  $f_L$  hasta aproximadamente los 5 kHz.

Los micrófonos utilizados en el presente trabajo: dos de la empresa Knowles® (SPU0410HR5H-PB y SPH0642HT5H-1) y uno de la empresa Akustica® (AKU143), tienen una respuesta en frecuencia similar a la mencionada anteriormente, actuando como derivador por debajo de los 50 Hz de acuerdo con las especificaciones de los fabricantes. Por lo tanto, cuando se trabaje con señales con componentes en frecuencia menores a 50 Hz, debe utilizarse un filtro inverso que compense la respuesta en frecuencia del MEMS. En el caso particular en que la característica en frecuencias de la señal adquirida sólo incluyera frecuencias menores a 50 Hz, la señal debería ser integrada con el fin de compensar el efecto derivador de la pendiente de 20 dB/década para obtener finalmente la señal buscada.

La disposición de los micrófonos MEMS como sensores se realizó considerando el tipo de señal a adquirir, montando el micrófono sobre soportes que permitan la adecuada detección de la señal. Las consideraciones seguidas se presentan, para cada caso, en la sección II.B.

#### 2) Amplificación

Se utilizó un circuito integrado MC33078, de la empresa Texas Instruments®, que posee dos amplificadores operacionales. Para cada uno de ellos se dispuso una configuración no inversora, con una ganancia variable que puede llegar hasta 11 veces de acuerdo con el diseño realizado.

#### 3) Microcontrolador: Adquisición

Se utilizó un PIC18F2550 [6], de la empresa Microchip®. Posee 10 entradas analógicas y un convertidor analógico-digital de 10 bits. Se utilizó un cristal externo trabajando a

20 MHz. Se consideraron dos modos de operación para poder trabajar con dos canales (A y B):

- Modo de un canal: adquiere muestras solamente del canal A, a una frecuencia de muestreo de 4 kHz.
- Modo de dos canales: adquiere muestras del canal A muestreando a 4 kHz y del canal B muestreando a 1 kHz.

#### 4) Transmisión

Los datos son enviados por el microcontrolador a través de transmisión serie. Considerando que las muestras son de 10 bits y que el protocolo serie envía palabras de 8 bits, cada dato debe ser enviado en dos partes. Para ello, se implementó un algoritmo para dividir el dato a enviar en dos de 5 bits, agregando un identificador en los 3 bits más significativos y formando así dos palabras de 8 bits por cada dato a enviar.

Antes de enviar los datos, los niveles de tensión fueron adaptados, ya que el PIC trabaja con lógica TTL (0 V y 5 V) y el protocolo serie trabaja con tensiones positivas entre 3 y 15V para el "0" lógico y con tensiones negativas entre -3 y -15V para el "1" lógico. Para realizar estas conversiones se utilizó un circuito integrado MAX232. La conexión con la PC se realizó mediante un cable comercial que permite también la conversión de puerto serie a USB. Todo el sistema fue implementado en un circuito impreso (ver Fig. 1).



Fig. 1. Vistas superior y lateral del sistema desarrollado: 1) Batería de 9V; 2) Conectores para dos entradas de micrófonos; 3) Amplificador operacional; 4) Microcontrolador PIC; 5) Botón de *reset*; 6) Selector de modo de trabajo (uno o dos canales); 7) MAX232; 8) Led indicador de encendido; 9) Interruptor *ON-OFF*; 10) Puerto serie.

#### 5) Procesamiento y representación en tiempo real

Una vez iniciada la adquisición de datos a través del software implementado en la PC, se realiza una lectura de 10 bytes para revisar los identificadores y así reconocer si se están recibiendo datos en un canal o en dos canales. Luego de esto, se ejecuta la rutina correspondiente al modo de adquisición.

El procesamiento en PC se dividió en: recepción de datos (y su almacenamiento) y visualización de las señales en función del tiempo. Se implementaron en el software interrupciones controladas por *buffer* para el control de los datos recibidos en el puerto serie del PC.

El software ejecuta un programa principal que controla el comienzo y fin de la lectura de datos en el puerto serie y también la representación gráfica de las señales. Cuando el *buffer* alcanza una determinada cantidad de bytes (ajustable), pasa a atender una subrutina. Dicha subrutina se ocupa de descargar los datos del *buffer*, quitar los

identificadores, reconstruir los datos de 10 bits y almacenarlos en vectores según correspondan al canal A o B. A su vez, también se realiza un filtrado de media móvil de orden 30. De esta manera, se elimina considerablemente el ruido aleatorio y no se pierde información relevante de la señal. Una vez que se termina de ejecutar la subrutina de lectura, se continúa con la ejecución del programa principal, realizando la representación de los datos adquiridos. La ventaja de utilizar el método de interrupciones controladas por *buffer* es que, mientras se espera que el *buffer* se llene, el sistema queda libre para realizar otra tarea, como por ejemplo filtrado de las señales, mediciones, etc.

#### 6) Post-procesamiento

De acuerdo con el tipo de señal adquirida (ondas de presión, señales de pulso arterial, sonidos cardíacos) se implementaron diferentes algoritmos de post-procesamiento, incluyendo etapas de filtrado, con el fin de adecuar la señal adquirida para su posterior análisis. El post-procesamiento realizado para cada una de las señales estudiadas se explica en la siguiente sección.

#### B. Aplicación del sistema desarrollado a las señales analizadas

Se presentan a continuación las consideraciones seguidas para la aplicación del sistema desarrollado al estudio de cada una de las señales de interés: ondas de presión de la vía aérea, señales de pulso arterial y sonidos cardíacos, y, también, el cálculo del PTT, una vez adquiridos simultáneamente los sonidos cardíacos y la señal de pulso.

##### 1) Presión en la vía aérea

Para este tipo de señales, era de interés la extracción de las oscilaciones cardiogénicas, las cuales son de origen cardíaco, de baja amplitud, y se superponen a las ondas de presión de la respiración. El análisis de las oscilaciones cardiogénicas da información sobre el estado hemodinámico del individuo [7], [8].

El micrófono utilizado en este caso fue el SPU0410HR5H-PB de la empresa Knowles®. Con el paciente intubado, el sensor se colocó en el codo que conecta el tubo endotraqueal con el ventilador mecánico. Uno de los inconvenientes al trabajar con flujo de aire en individuos ventilados mecánicamente es la humedad presente en la respiración. Este tipo de micrófonos puede funcionar con una humedad máxima del 85%. Sin embargo, la condensación que se produce en el tubo endotraqueal supera ese nivel, por lo que fue necesario detener la adquisición y secar el micrófono luego de algunos minutos.

El algoritmo de post-procesamiento se puede observar en la Fig. 2. Si bien el ancho de banda de las señales de presión en la vía aérea es 6 Hz [9], dado que se requería observar la presencia de señales cardiogénicas, el filtrado pasa-bajos se realizó de forma digital con una frecuencia de corte de 30 Hz. A su vez, se realizó la integración numérica de la señal resultante del filtro pasa-bajos y se aplicó *detrending* para eliminar una señal de muy baja frecuencia, superpuesta a la señal de presión, que fue observada durante la adquisición.



Fig. 2. Algoritmo de post-procesamiento para señales de presión en la vía aérea.

Por último, el algoritmo de post-procesamiento incluyó un proceso de segmentación por ciclos de la señal, con el fin de obtener un ciclo promedio y analizar su morfología.

### 2) Pulso arterial

Para la medición se utilizó un micrófono de la empresa Akustica®, el AKU143. Para su adaptación, fue soldado en una placa y se colocaron dos aros de goma a su alrededor para que, al estar en contacto con la piel, se forme una cámara sellada. Esta configuración se observa en la Fig. 3.

El sensor se debe colocar firmemente haciendo presión constante en la zona de palpación. En este caso se ubicó en la muñeca, zona de la arteria radial.



Fig. 3. Adaptación del micrófono MEMS como sensor de pulso arterial.

El algoritmo de post-procesamiento fue idéntico al de la presión en la vía aérea, pero el filtrado pasa-bajos se realizó con una frecuencia de corte de 40 Hz, considerando el ancho de banda de este tipo de señales [1].

### 3) Sonidos cardíacos

Para su medición se utilizaron los dos micrófonos de la empresa Knowles® (SPU0410HR5H-PB y SPH0642HT5H-1) y el de la empresa Akustica® (AKU143). En algunos casos, el sensor se colocó a continuación de un estetoscopio para amplificar la señal. En otros casos, se colocó directamente en contacto con la piel.

Los sonidos cardíacos están dentro de la banda de frecuencia de audio, con contenido espectral entre 50 y 500 Hz [10]. Se realizó un filtrado pasa-banda y, al eliminar componentes de baja frecuencia durante el filtrado, no fue necesario el proceso de *detrending*. El diagrama en bloques del post-procesamiento de los sonidos cardíacos se muestra en la Fig. 4.

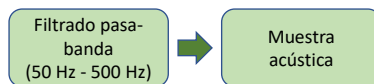


Fig. 4. Algoritmo de post-procesamiento para señales de sonidos cardíacos.

### 4) Tiempo de tránsito de pulso (PTT)

Para esta medición se trabajó simultáneamente con la señal de pulso arterial (detectando el instante en que su derivada en función del tiempo es máxima) y con el comienzo del sonido s1.

Para la adquisición simultánea de ambas señales se debió utilizar el modo de dos canales, obteniendo la señal de pulso con una frecuencia de muestreo de 1 kHz y el sonido cardíaco con una frecuencia de muestreo de 4 kHz. En la Fig. 5 se muestra el diagrama en bloques del procesamiento seguido para la medición del PTT.

En el post-procesamiento, en primer lugar, se filtraron ambas señales con los filtros descritos previamente, para obtener señales más suaves. Seguidamente se realizó una corrección de los retardos provocados por los filtros digitales, de orden elevado, ya que es crucial para la medición de tiempos que ambas señales estén sincronizadas. Luego se graficó la señal de sonido cardíaco y la derivada de la señal de pulso arterial, en dos gráficos independientes, pero con ejes temporales coincidentes.

Finalmente, se realizó la medición de la diferencia de tiempo entre el inicio del sonido s1 y el pico de la señal derivada de la señal de pulso arterial. Se midió el tiempo en 10 ciclos cardíacos y se calculó un valor medio y una desviación estándar como parámetros estadísticos.

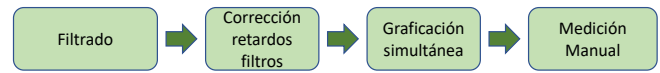


Fig. 5. Algoritmo de post-procesamiento para el cálculo de PTT.

## III. RESULTADOS

### A. Presión en la vía aérea

Se realizaron pruebas en ventilación controlada por volumen y ventilación controlada por presión. En la Fig. 6 se observa el ciclo promedio para la ventilación controlada por volumen y en la Fig. 7 para la ventilación controlada por presión. No se pudieron interpretar estas señales como fisiológicamente conocidas. Lo obtenido tiene características morfológicas muy distintas a las señales de presión otorgadas por el instrumental propio de los dispositivos de ventilación mecánica. Por este motivo, se pospone el estudio de las mismas a trabajos futuros especializados. Una posible hipótesis sobre los resultados obtenidos es que las componentes de baja frecuencia de la señal se encuentran demasiado atenuadas por la transferencia del micrófono, requiriéndose otro tipo de procesamiento para la reconstrucción de la señal original.

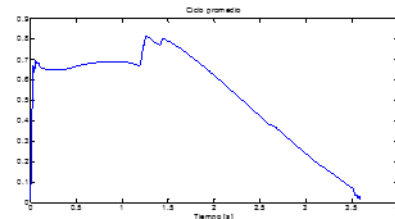


Fig. 6. Ciclo promedio de presión en la vía aérea obtenido para ventilación controlada por volumen.

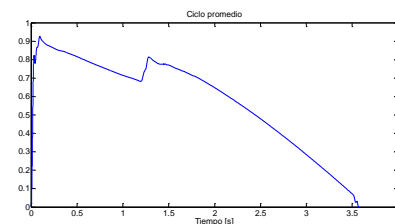


Fig. 7. Ciclo promedio de presión en la vía aérea obtenido para ventilación controlada por presión.

### B. Pulso arterial

Se realizaron pruebas en individuos de distinto sexo y edad. A modo de ejemplo de lo obtenido, se muestran a continuación en las Fig. 8 a 11 los ciclos promedio obtenidos para distintos individuos.

Los resultados obtenidos fueron similares a los presentados en trabajos previos, acorde a la edad y estado físico de los individuos involucrados [11], pero cuyo análisis va más allá del objetivo del presente trabajo. En todos los casos, se observó un primer ciclo correspondiente a la onda sistólica y, a continuación, la onda reflejada.

Se presentan algunas diferencias en el segundo pico correspondiente a la onda diastólica, que se espera tenga un comportamiento exponencial (esto podría deberse a una

presión insuficiente en el sensor o a una alinealidad en el mismo). Pero lo obtenido es suficiente para determinar la morfología de la curva promedio y para detectar el momento de máxima pendiente. En todos los casos, se presenta una amplitud normalizada a efectos de comparar las morfologías y detectar el pico máximo, que determina el momento sistólico.

C. *Sonidos cardíacos*

Algunos resultados obtenidos para las diversas pruebas se observan en las Fig. 12 a 14.

Los resultados fueron satisfactorios ya que se obtuvieron de forma suficientemente exacta los sonidos cardíacos s1 y s2. Además, en el último caso (Fig. 14) se observa la presencia de un tercer sonido cardíaco, el s3. Debido a la aparición del tercer sonido cardíaco y a las características de ruido obtenidas, considerando mediciones en diversos individuos con un mismo equipo a fin de poder realizarse comparaciones, de los micrófonos utilizados el más apto para esta medición es el de la empresa Akustica.

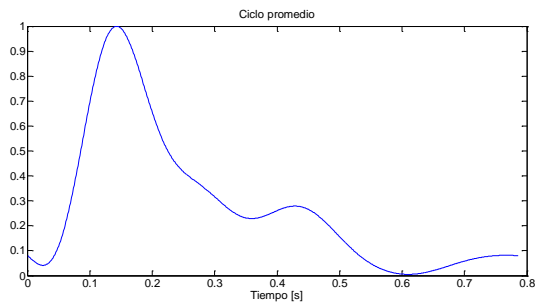


Fig. 8. Ciclo promedio de señal de pulso en un individuo femenino de 24 años. Amplitud normalizada.

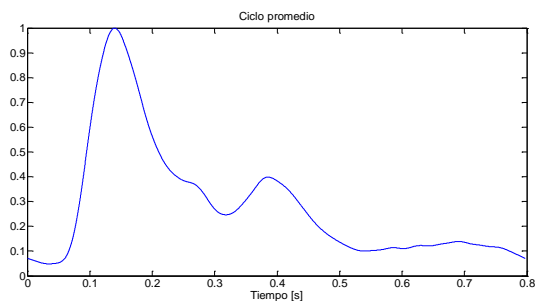


Fig. 9. Ciclo promedio de señal de pulso en un individuo masculino de 26 años. Amplitud normalizada.

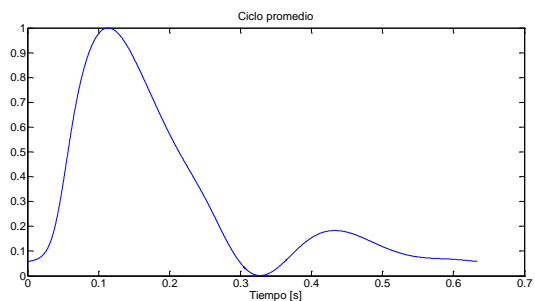


Fig. 10. Ciclo promedio de señal de pulso en un individuo femenino de 57 años. Amplitud normalizada.

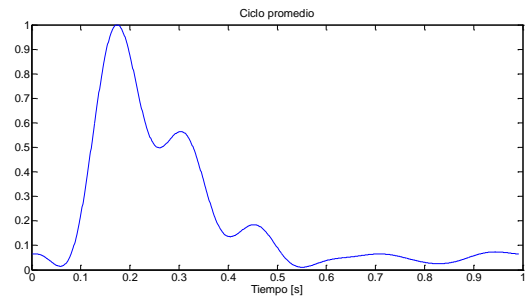


Fig. 11. Ciclo promedio de señal de pulso en un individuo masculino de 56 años. Amplitud normalizada.

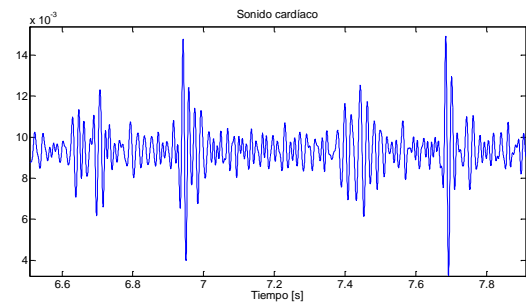


Fig. 12. Registro en individuo femenino de 21 años, con micrófono Knowles SPH0642HT5H-1, amplificado con estetoscopio.

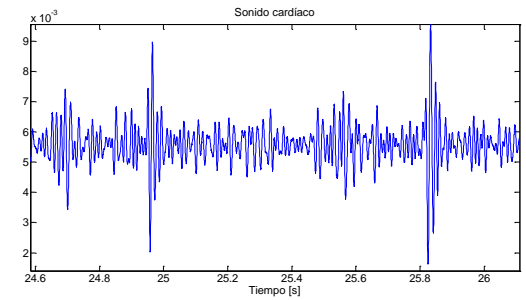


Fig. 13. Registro en individuo masculino de 25 años, con micrófono Knowles SPU0410HR5H-PB, amplificado con estetoscopio.

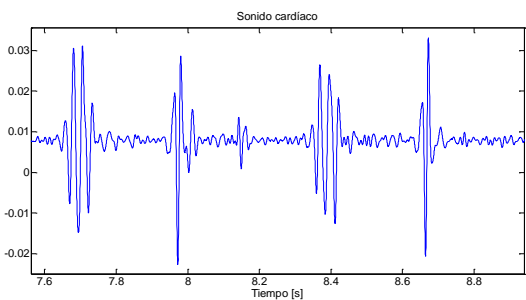


Fig. 14. Registro en individuo femenino de 22 años, sensor Akustica AKU143, en contacto directo con el pecho, sin estetoscopio.

D. *Tiempo de tránsito de pulso (PTT)*

Como ejemplos, para un individuo masculino de 25 años, se obtuvieron las señales de la Fig. 15 y el cálculo del PTT dio un valor medio de 158 ms y una desviación de 8 ms. Para un individuo femenino de 22 años, se obtuvieron las señales de la Fig. 16 y el cálculo del PTT dio un valor medio de 107 ms y una desviación de 11 ms.

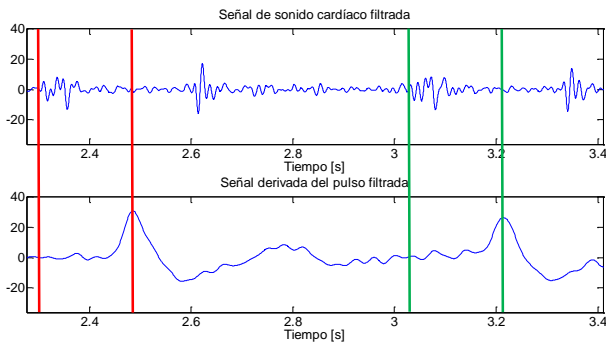


Fig. 15. Señal de sonido cardíaco y derivada del pulso arterial para individuo masculino de 25 años, con los marcadores utilizados para la medición de PTT.

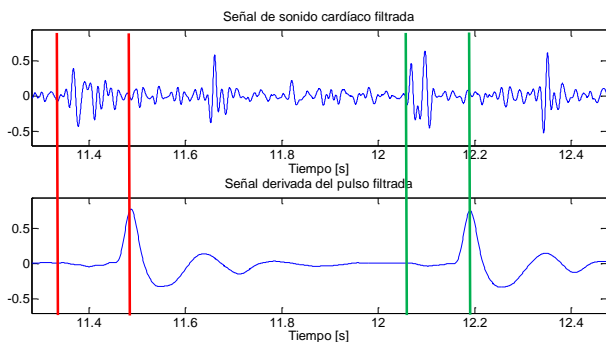


Fig. 16. Señal de sonido cardíaco y derivada del pulso arterial para individuo femenino de 22 años, con los marcadores utilizados para la medición de PTT.

Los resultados obtenidos son similares a los observados en la bibliografía [11]. A partir de la medición confiable de PTT obtenida y mejorada, se pretende desarrollar un sistema no invasivo de medición continua de la presión arterial, siendo este trabajo un punto de partida para investigaciones en desarrollo actualmente.

#### IV. CONCLUSIONES

Se desarrolló un sistema basado en micrófonos de tecnología MEMS para la adquisición y procesamiento de señales biomédicas, pudiendo adquirir y analizar la señal de presión en la vía aérea, la señal de pulso arterial y los sonidos cardíacos.

En el caso de la presión en la vía aérea no se reconocieron morfologías conocidas por parte de los expertos, por lo que estas señales quedaron como material de estudio futuro. Las señales de pulso arterial obtenidas, en cambio, fueron morfológicamente similares a las encontradas en la literatura, con la posibilidad de mejorar la adquisición en la etapa diastólica, pero igualmente fueron de utilidad para determinar el comienzo de la onda sistólica. En las señales de sonidos cardíacos, se logró reconocer en forma computacional los diferentes sonidos, pero en particular se destacó la detección del sonido s1, que indica el comienzo de la sístole.

La diferencia temporal entre el comienzo de la sístole en el sonido cardíaco y el arribo de la onda sistólica a la señal de pulso arterial permitió determinar el tiempo de tránsito del pulso, parámetro que ha demostrado ser de sumo interés para monitoreo, permitiendo en particular la estimación de la presión arterial de forma no invasiva, lo que constituye un trabajo futuro inmediato.

Los resultados obtenidos indican que es factible el uso de

micrófonos de tecnología MEMS para la adquisición de señales biomédicas, permitiendo obtener resultados coherentes con aquellos conocidos en la literatura, así como también los disponibles a partir de equipos médicos comerciales.

En este sentido, el uso de este tipo de dispositivos de adquisición, con un adecuado tratamiento de la señal adquirida (incluyendo etapas de filtrado y compensación), permitiría adquirir diferentes tipos de señales requiriendo sólo pequeñas modificaciones, principalmente en la etapa de post-procesamiento (hecho en PC), sin modificaciones sustanciales en el hardware.

Dada su importancia, se propone como trabajo futuro la continuación del estudio de los micrófonos MEMS, aplicándolos a otros tipos de señales biomédicas y profundizando en las etapas de adquisición/adecuación de las señales, así como también en el software de post-procesamiento. Asimismo, se trabajará en la validación de las señales adquiridas, comparándolas con obtenidas mediante instrumental médico específico.

Se hará hincapié en la optimización de la medición del tiempo de tránsito para llegar a la estimación de la presión arterial, con datos reales que permitan validar lo obtenido.

#### AGRADECIMIENTO

Diego S. Comas agradece el apoyo del Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET) de Argentina.

#### REFERENCIAS

- [1] B. H. Brown, R. H. Smallwood, D. C. Barber, P. V. Lawford, and D. R. Hose, *Medical physics and biomedical engineering*. New York: Taylor & Francis Group, 1999.
- [2] J. Lewis and B. Moss, "MEMS Microphones, the Future for Hearing Aids | Analog Devices," *Analog Dialogue*, vol. 47, 2013.
- [3] Z. Wang, Q. Zou, Q. Song, and J. Tao, "The era of silicon MEMS microphone and look beyond," in *2015 Transducers - 2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS)*, 2015, pp. 375–378.
- [4] S. Nomura, Y. Hanasaka, M. Hasegawa-Ohira, T. Ishiguro, and H. Ogawa, "Identification of human pulse waveform by silicon microphone chip," in *2011 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 2011, pp. 1145–1150.
- [5] A. Patzak, Y. Mendoza, H. Gesche, and M. Konermann, "Continuous blood pressure measurement using the pulse transit time: Comparison to intra-arterial measurement," *Blood Press.*, vol. 24, no. 4, pp. 217–221, Jul. 2015.
- [6] Microchip, "PIC18F2550," *28/40/44-Pin, High Performance, Enhanc. Flash, USB Microcontrollers with nanoWatt Technol.*, p. <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39>, 2007.
- [7] G. Tusman *et al.*, "Pulmonary blood flow generates cardiogenic oscillations," *Respir. Physiol. Neurobiol.*, vol. 167, no. 3, pp. 247–254, 2009.
- [8] S. Schumann, F. Messmer, M. Lichtwarck-Aschoff, C. Habertuer, and J. Guttman, "Cardiogenic oscillations in spontaneous breathing airway signal reflect respiratory system mechanics," *Acta Anaesthesiol. Scand.*, vol. 55, no. 8, p. no-no, Jul. 2011.
- [9] M. J. Turner, V. A. Davies, T. J. De Ravel, A. D. Rothberg, and I. M. MacLeod, "Bandwidths of respiratory gas flow and pressure waveforms in mechanically ventilated infants," *Physiol. Meas.*, vol. 14, no. 4, pp. 419–31, Nov. 1993.
- [10] M. Anumukonda, S. Ramasahayam, L. V. P. Raju, and S. R. Chowdhury, "Detection of cardio auscultation using MEMS microphone," in *2015 9th International Conference on Sensing Technology (ICST)*, 2015, pp. 173–177.
- [11] M. F. O'Rourke, A. Pauca, and X.-J. Jiang, "Pulse wave analysis," *Br. J. Clin. Pharmacol.*, vol. 51, no. 6, pp. 507–522, 2001.