

# Caracterización de la actividad diafragmática durante estudios de la mecánica respiratoria

*Pedro Pablo Pérez Cabrera, Beatriz Peón Pérez, Carmenchu Regueiro Busoch  
Angel Regueiro Gómez*

## **RESUMEN / ABSTRACT**

La ventilación asistida es una técnica aplicada a pacientes graves con problemas respiratorios debido a múltiples factores patológicos empleada en salas de cuidados intensivos y quirófanos. Los sistemas actuales de respiración asistida (ventiladores inteligentes), suelen incorporar sondas invasivas complejas con múltiples sensores, los cuales son colocados vía esofágica lo que presupone elevados daños para el paciente durante su colocación y uso. Además, suelen ser empleados como conductos para garantizar la alimentación de los sujetos durante largos períodos de recuperación clínica, lo cual impone la necesidad de su reposición periódica (< 5 días) debido a su deterioro ante el ataque de los líquidos del sistema digestivo.

Este trabajo aborda el diseño de una alternativa no invasiva para el estudio y caracterización de la actividad diafragmática relacionada con la respiración controlada neuralmente, a partir de la selección de un arreglo de electrodos colocados adecuadamente en el tórax, conectados a un *Kit* de adquisición (ADS1298ECG-FE) controlado por una interfaz que permite la representación de todos los canales de entrada. Con ayuda de una herramienta de procesamiento basada en MATLAB, se pudo comprobar la correlación (> 98 %) existente entre los registros torácicos y la medición nasal de la frecuencia respiratoria, lo cual permite simplificar el proceso (medición no invasiva) de seguimiento de la mecánica respiratoria en individuos con ventilación asistida controlada neuralmente.

**Palabras claves:** Respiración asistida, Medición no invasiva, adquisición de biopotenciales diafragmáticos.

*Assisted ventilation is a technique applied to patients with complicated respiratory problems due to multiple pathologic factors, specially applied in surgery rooms and intensive care rooms. Actual assisted ventilation systems (smart ventilators), used to incorporated complex invasive catheter with several sensors, located through esophagus, which enhance the probability of patient damage during positioning medical procedure and device use. They are used as ducts to assure patient nourishment during long times of clinical recovery, for that reason they require periodical replacement, because the biomaterial employed for they manufactory can't be expose to digest systems liquids for high used times (< 5 days).*

*These paper shows the design of an alternative non-invasive for the study and characterization of diaphragmatic activity related with neural controlled respiration, from an electrode array selection placed properly on the thorax, connected to acquisition Kit (ADS1298ECG-FE) controlled by an interphase that allowed all inner channel representation. Helped by a processing tool based on MATLAB, could be check the existing correlation (> 95%) between respiratory frequency thoracic record and the nasal measure, that allowed simplified the following process of respiratory mechanic on subjects with neural assisted ventilation.*

**Keywords:** Assisted respiration, Non-invasive measure, diaphragmatic biopotential acquisition.

*Characterization of diaphragmatic activity during the study of mechanical breathing*

## 1.- INTRODUCCIÓN

El sistema respiratorio es de gran importancia en el organismo humano, no sólo porque este realiza una función vital (Intercambio de oxígeno y gases), sino también porque las enfermedades de insuficiencia respiratoria constituyen una de las primeras causas de muerte a nivel mundial y también en Cuba [1]. El estudio de resultados en transición paulatina entre la ventilación artificial y el destete del sujeto grave en Unidades de Cuidado Intensivo (UCI) a modo de recuperación, suele constituir una herramienta de alto valor para los intensivistas. En Cuba existen grandes avances en el sector salud por la realización de estudios científicos del comportamiento de los pacientes críticos ante diferentes patologías, lo cual conduce a introducir y/o desarrollar investigaciones que posibiliten encontrar vías efectivas de evaluación de los resultados durante la estadía de los pacientes en las Unidades de Cuidados Intensivos.

La función respiratoria es una compleja actividad motora que involucra varios tipos de músculos y funciones, donde todos los músculos que realizan una acción deben estar coordinados por el cerebro (Sistema Nervioso Central) o el esfuerzo sería ineficiente. La integración de los comandos centrales y la sincronización entre la actividad de los músculos intercostales, de la laringe y del diafragma se controlan por moto-neuronas en la misma área del cerebro [2]. La actividad eléctrica es controlada por estímulos nerviosos, tanto en magnitud como por el ajuste de la frecuencia de estimulación o del número de nervios involucrados en el estímulo, fenómeno conocido como reclutamiento de fibras nerviosas. Ambos, la frecuencia de estimulación y el reclutamiento de fibras nerviosas serán transmitidos en potenciales de acción motores a la fibra muscular, los cuales serán sumados en tiempo y en espacio produciendo la intensidad de la actividad eléctrica en los músculos relacionados para garantizar la respiración.

El diafragma es el músculo más importante que interviene en el proceso respiratorio. El estudio de su actividad eléctrica puede ayudar en el diagnóstico y tratamiento de diferentes patologías relacionadas con el sistema respiratorio principalmente y además con otros sistemas vinculados al diafragma como el sistema cardiovascular y neuromotor. La actividad eléctrica del diafragma es el único lazo de realimentación biológica del sujeto bajo estudio [3][4] y es controlada por los centros respiratorios basados en la información química de los niveles de pH, PaO<sub>2</sub> y PaCO<sub>2</sub> presentes en la sangre mediante presiones mecánicas y receptores. La actividad eléctrica diafragmática (Edi: *Electrical diaphragmatic activity*) sigue una forma de curva exponencial que representa la progresiva contracción diafragmática, con un pico de actividad máxima, llamada Edi máxima, Edi pico o Edi Alto, después del cual ocurre la relajación muscular y empieza el tiempo respiratorio (Figura 1). La Edi refleja el grado de reclutamiento de moto-neuronas y su frecuencia de disparo, y guarda una relación directa con la intensidad del impulso respiratorio [5-8], de ahí el interés clínico en su caracterización funcional.

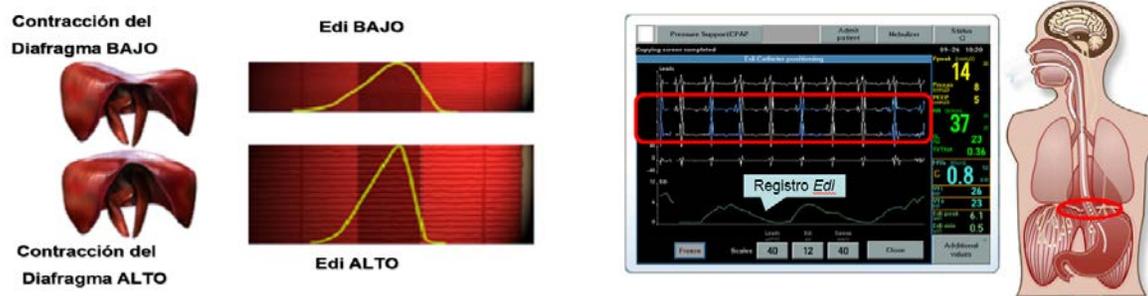


Figura 1  
Niveles de la onda Edi según las contracciones del diafragma (Tomado de [5]).

El estudio de la actividad eléctrica del diafragma puede proveer información importante para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades neuromusculares. Mediante el registro de las vías neuro-respiratorias se pueden evaluar el potencial de acción muscular diafragmáticas. La diafragmaografía también es útil en la detección de la fatiga del músculo diafragmático y en la evaluación de derivas neurales respiratorias; así como en el ajuste de la ventilación mecánica.

La actividad eléctrica del diafragma no siempre refleja con exactitud su fuerza de contracción, ya que ésta no sólo depende de la actividad del nervio frénico, sino de factores musculares locales. Sin embargo, bajo ciertas condiciones, se puede considerar la amplitud del potencial diafragmático como proporcional a su fuerza contráctil. En el registro de actividad diafragmática espontánea pueden valorarse diversos índices, como la amplitud máxima o a la actividad eléctrica total por respiración. También es útil el análisis de frecuencias mediante filtros. Existen patrones de actividad característicos de fatiga de la musculatura respiratoria, y estos se caracterizan por una disminución de la frecuencia y un aumento de la amplitud del potencial [9][10]. El índice entre altas y bajas frecuencias es un parámetro de alta sensibilidad para detectar la fatiga en diferentes fases, especialmente en fases precoces.

Se han utilizado tres tipos de transductores para el registro de la actividad diafragmática: agujas, electrodos de superficie y electrodos esofágicos. En el primer y segundo caso, la actividad corresponde fundamentalmente al diafragma costal, mientras que con los electrodos esofágicos (medición invasiva) el registro es predominantemente crucial a nivel del diafragma. Aunque los electrodos de aguja han sido utilizados en pequeños estudios fisiológicos, este método no es muy utilizado en investigaciones clínicas [11]. El método de catéter esofágico se utiliza, desde hace pocos años, en investigaciones clínicas en el tratamiento de pacientes con ventilación mecánica aplicada [12]. En la actualidad ofrece resultados ventajosos con respecto a otros métodos [13]; pero suele ser complejo durante la colocación de los catéteres y además, aún los materiales biodegradables que se emplean en su confección no garantizan su empleo prolongado en los pacientes graves (tiempo de uso inferior a cinco días), de ahí la búsqueda y/o mejora de otros métodos no invasivos, especialmente el empleo de electrodos de superficie [14][15], cuyos registros pueden ser difícil de interpretar por las interferencias de otros grupos musculares, aunque con el uso adecuado de filtros y una velocidad de registro apropiada, se puede reducir este problema con la gran ventaja de ser una técnica no invasiva [16][17]. En Cuba, a partir del 2016 se inicia la introducción de la tecnología NAVA y en la actualidad existen sólo dos sistemas de respiración asistida con control neural del propio paciente, ubicados en hospitales pediátricos en La Habana y en Santa Clara, estos sistemas aún están en fase de evaluación-generalización y en la práctica clínica se han detectado las limitaciones relacionadas con el empleo de los catéteres esofágicos en infantes. Por otro lado, los sistemas disponibles no permiten por problemas éticos y de propiedad industrial disponer de las bases de datos con los registros de las bioseñales obtenidos de pacientes críticos atendidos en las Unidades de Cuidado Intensivo, lo cual ha motivado a encontrar una solución alternativa a esta compleja situación.

El uso de electrodos de superficie tiene sus desventajas, en primer lugar, puede ser poco fiable debido a contaminación en la señal producto a interferencias de señales de músculos adyacentes con la activación del plexo braquial, particularmente probable con estimulación magnética. De manera similar puede verse afectada por la actividad de las señales cruzadas proveniente de los músculos abdominales e intercostales que también se activan en la respiración. En segundo lugar, el registro de la actividad diafragmática mediante EMG con electrodos de superficie puede afectarse por el grosor subcutáneo que reduce significativamente la fortaleza de la señal. En tercer lugar, se ha reportado en algunos estudios que en esta técnica pueden aparecer artefactos. Otra desventaja es que no existe un método estandarizado para la colocación de los electrodos de superficie, lo que hace difícil la comparación de los datos entre los estudios reportados [18]. No obstante a estas limitaciones con la adecuada selección y colocación de un arreglo de electrodos y con el adecuado procesamiento de los datos, es posible lograr identificar la señal diafragmática relacionada con la respiración del sujeto.

## 2.- MATERIALES Y MÉTODOS

Para desarrollar la medición de la actividad eléctrica diafragmática (Edi) durante esta investigación, se seleccionó la alternativa de emplear un arreglo de cuatro electrodos de superficie (R, L, RL y LL) colocados adecuadamente en el tórax del sujeto como se muestra en la Figura 2, de forma tal que entre los mismos quede ubicado el músculo diafragmático para permitir el registro de su actividad eléctrica.



**Figura 2**  
Sistema de adquisición y acondicionamiento de la actividad eléctrica diafragmática para análisis de la mecánica respiratoria de sujetos.

A través de un *Kit* de adquisición de señales (ADS1298ECG-FE de Texas Instruments) se procesa la información obtenida desde los canales de medición [19]. El *Kit* dispone de un convertidor analógico digital de 24 *bits* de resolución y 8 canales analógicos multiplexados para aplicaciones relacionadas con el registro de bioseñales con alta calidad (su alta resolución permite desprestigiar los errores introducidos por la sección digital relacionados con la cuantificación y el truncamiento de información durante las operaciones de cálculo y procesamiento digital, lo cual permite asociar la mayor contribución de los errores a la sección analógica del sistema de medición). Su interfaz de trabajo permite la visualización de las señales obtenidas desde los canales de medición y facilita un pre-procesamiento digital de la información adquirida (filtrado digital, análisis espectral, etc.) lo que lo hace muy versátil para la investigación propuesta. El conjunto completo incluye una tarjeta base modular (MMBO) que permite la conexión a una computadora mediante puerto USB y dispone de un adaptador universal de alimentación CA (120 V – 240 V<sub>CA</sub>) a CD (+ 6 V<sub>CD</sub>) o un sistema para alimentación portable a baterías, alternativa empleada que ayuda a minimizar el acople de interferencias y ruidos externos en el sistema de medición y que garantiza la protección al sujeto bajo pruebas durante el registro experimental.

### 3.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### 3.1.- SELECCIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE ELECTRODOS

Los electrodos son elementos necesarios que forman una interfaz de transducción entre una corriente de naturaleza iónica generada por el tejido del cuerpo y una señal eléctrica procesada por el instrumento. Usualmente entre los electrodos y la piel se coloca un gel o solución salina que facilita el acople de ambas secciones. El uso de electrodos de superficie adecuados es importante para lograr buenos resultados en la obtención de la actividad diafragmática. Los electrodos deben cumplir con una serie de requisitos establecidos por la AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*), entre ellos que la impedancia no debe exceder los 2 k $\Omega$ .

Se evaluó el desempeño de siete tipos de electrodos de superficie para ECG pertenecientes a diferentes fabricantes: Vermed, Dormo, Philips, Schiller, ECG, Combiomed Ventosa y Combiomed Tenaza (Figura 3). Se realizó la caracterización de Impedancia vs. Frecuencia de los electrodos seleccionados, y para ello se colocaron dos electrodos cara a cara, conectándolos al terminal de entrada del Kit AD5933EB para la medición de impedancias.



Figura 3

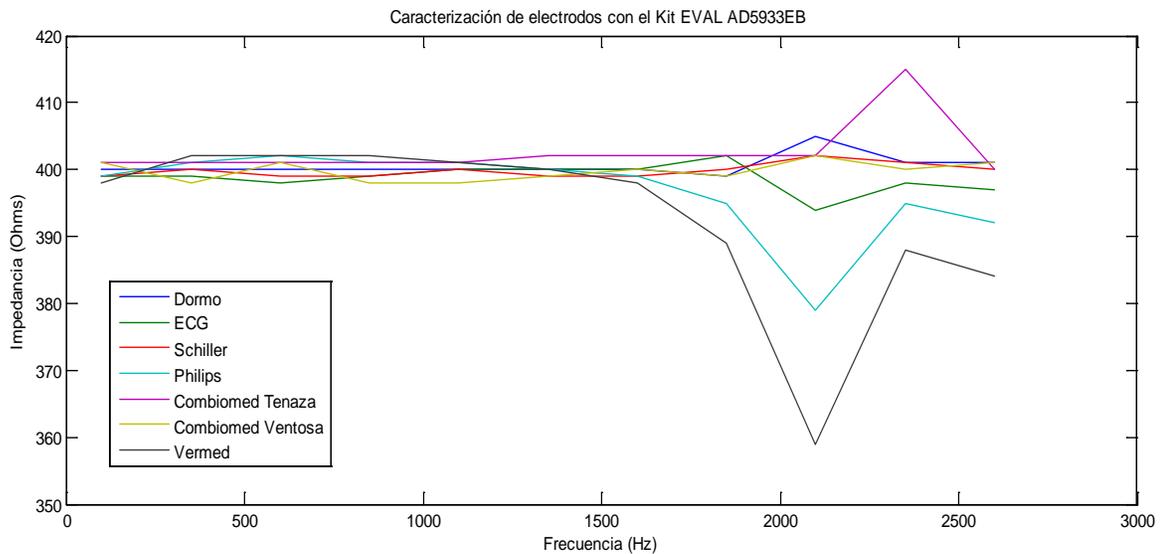
Electrodos de ECG: a) Vermed, b) Dormo, c) Philips, d) Schiller, e) ECG, f) Combiomed Ventosa, g) Combiomed Tenaza.

Con ayuda de la interfaz de trabajo del Kit AD5933EB, se colocan los requisitos de medición: intervalo de frecuencia, parámetros de calibración; se coloca el modo de medición y se calcula el factor de ganancia. Para la calibración del sistema se utilizaron dos Cajas Decádicas Resistivas: P33T con margen de error 0,2  $\Omega$  actuando como banco de resistencia y referencia (Figura 4). Una vez calibrado el sistema se comienza a medir tomándose 10 mediciones para cada par de electrodos, valores que se almacenaron para su posterior procesamiento, donde se realizó una promediación de las lecturas obtenidas.



**Figura 4**  
Sistema para la caracterización de electrodos en Laboratorio de Instrumentación y Bioingeniería de CEBIO.

La Figura 5 muestra los resultados obtenidos después de analizar los siete tipos de electrodos disponibles. Al comparar las mediciones se observa una diferencia de impedancia que depende de las características de los electrodos empleados: área de contacto y tipo de material.



**Figura 5**  
Resultados de la medición de impedancia de los electrodos con ayuda el Kit AD5933EB.

Los electrodos reusables del tipo Combiomed Ventosa presentaron ligeramente una mayor impedancia que los desechables al tener menor superficie de contacto con la piel; pero todos cumplen con los requisitos AAMI ( $Z_e < 2 \text{ k}\Omega$ ) para su uso clínico. Los electrodos Combiomed mostraron características adecuadas, por lo que fueron los utilizados en esta investigación para el logro del objetivo de este trabajo, colocándose adecuadamente en la sección torácica del sujeto (Figura 6).

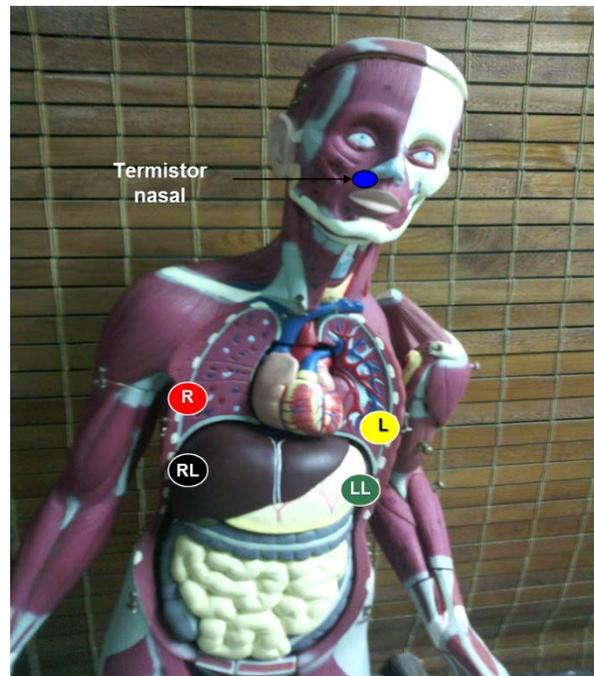


Figura 6

Colocación del arreglo de electrodos para la detección de la actividad eléctrica diafragmática donde se puede apreciar la disposición de los pares de electrodos (R y L en la sección superior, RL y LL en la sección inferior) entre los que queda posicionado adecuadamente el diafragma para la obtención de un registro óptimo de las bioseñales de interés en la investigación.

### 3.2.- ADQUISICIÓN Y REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DIAFRAGMÁTICA

Para la adquisición de los diferentes canales de medición relacionados con la actividad eléctrica diafragmática, se empleó el *Kit* ADS1298ECG-FE, el cual dispone de 8 canales físicos para la adquisición con 24 b de resolución. A través de su interfaz de control permite obtener y calcular las 12 derivaciones clásicas relacionadas con el estudio cardiovascular a nivel de laboratorio. En una primera fase de trabajo, se utilizó un generador de funciones Marca EZ (Modelo FG-7005C) y se generaron tres señales con formas de ondas diferentes (senoide, diente de sierra y tren de pulsos) a la frecuencia de 1 Hz, comprobándose estas señales mediante un Osciloscopio GW (Modelo GOS-6526). Las señales generadas fueron adquiridas con ayuda del *Kit* y almacenadas en la computadora para ser visualizadas (Figura 7) con ayuda de la herramienta MatLab (V8.1).

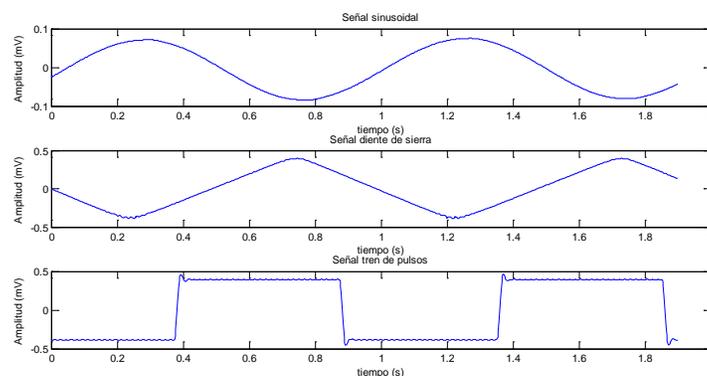
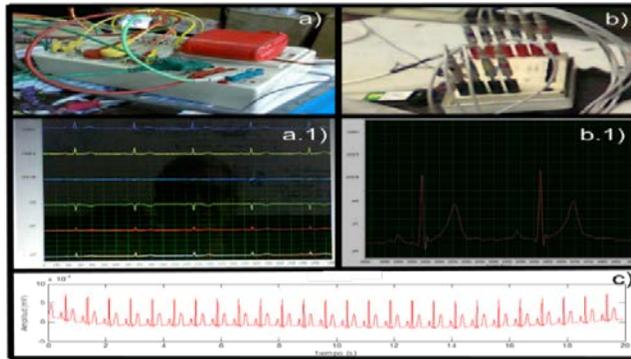


Figura 7

Señales adquiridas por el Kit ADS1298ECG-FE y en el *software* Matlab (V8.1).

Posteriormente, a la entrada del Kit se aplicaron las señales obtenidas del Comprobador de Instrumentos Médicos (simulador-generador de ECG de Nihon Kohden AX-410G), empleado en el entorno clínico-hospitalario para la verificación de sistemas relacionados con el registro cardiovascular de pacientes (Figura 8).



**Figura 8**

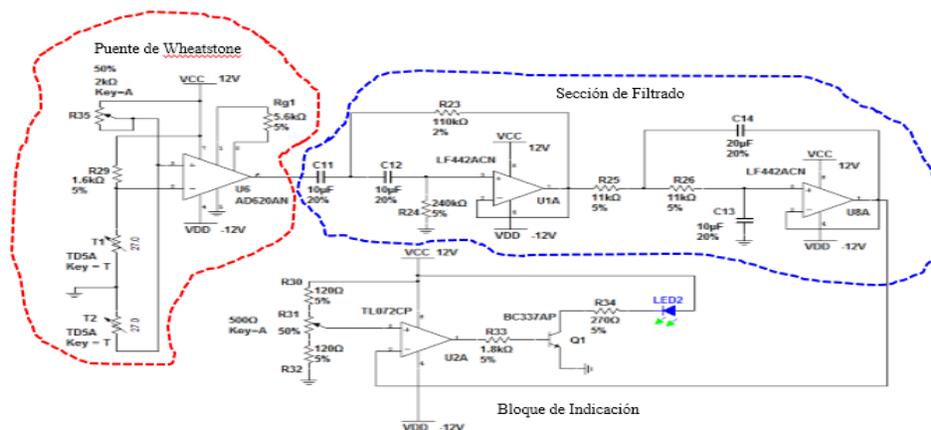
**Verificación del Kit ADS1298ECG-FE (a) y (b) Simulador-Generador de ECG de Nihon Kohden. (a.1) y (b.1) Resultados obtenidos a partir del empleo de los generadores de ECG. (c) Registros de Biopotenciales captados por el Kit y procesado en la herramienta Matlab V8.1.**

Una vez verificado el Kit con señales generales y señales de ECG específicas, se procedió a mejorar las características de los registros realizados a partir del empleo de filtros digitales, especialmente por la afectación o influencia de las interferencias de la red industrial (60 Hz) que se acoplan al sistema experimental.

Dada las limitaciones actuales del empleo de la tecnología NAVA en el país (existencia de sólo dos unidades en las UCI de hospitales pediátricos nacionales, y la disponibilidad de obtención de registros reales sobre sujetos con problemas respiratorios críticos y/o agudos debido al secreto industrial de la empresa comercializadora), se procedió a desarrollar un canal independiente que permitiera disponer de la señal de respiración del sujeto (flujo de aire inspirado y espirado) para comparar y verificar el comportamiento del canal de registro torácico propuesto.

### 3.3.- CANAL DE REFERENCIA: DETECTOR NASAL DE FRECUENCIA RESPIRATORIA

Para verificar el sistema de registro torácico con electrodos, se diseñó un canal complementario de adquisición (Figura 9) que permite el registro nasal de la onda respiratoria (registro de referencia), la cual es obtenida a partir de un arreglo diferencial de termistores en un puente de Wheatstone colocados convenientemente en una boquilla nasal (Figura 10).



**Figura 9**

**Esquema eléctrico representado con MULTISIM (V11.0) del canal para la captación de la frecuencia respiratoria tomada como señal de referencia en la validación de los registros de la actividad eléctrica diafragmática.**

Este canal permite detectar el ciclo respiratorio a través del cambio térmico introducido por la composición del aire espirado e inspirado desde el propio sujeto, y es acoplado a una de las entradas analógicas del *Kit* de medición empleado, permitiendo validar los registros torácicos adquiridos simultáneamente durante la fase investigativa.



Figura 10

Colocación de los transductores para el registro de señales. a) Colocación de arreglo de electrodos reusables, b) Colocación de la máscara para el registro diferencial de temperatura con empleo de termistores nasales.

La Figura 11 muestra la verificación del canal diseñado mostrándose la respuesta experimental de linealidad (error de cero  $e_c=0.54$  mV, error de ganancia  $e_g=0.02$  y error de no linealidad de ganancia  $e_{nlg}=0.005$ ) y el ancho de banda obtenido por simulación, en este caso, la respuesta experimental no se pudo realizar debido a las limitaciones del generador disponible en laboratorio en la zona de generación de muy bajas frecuencias.

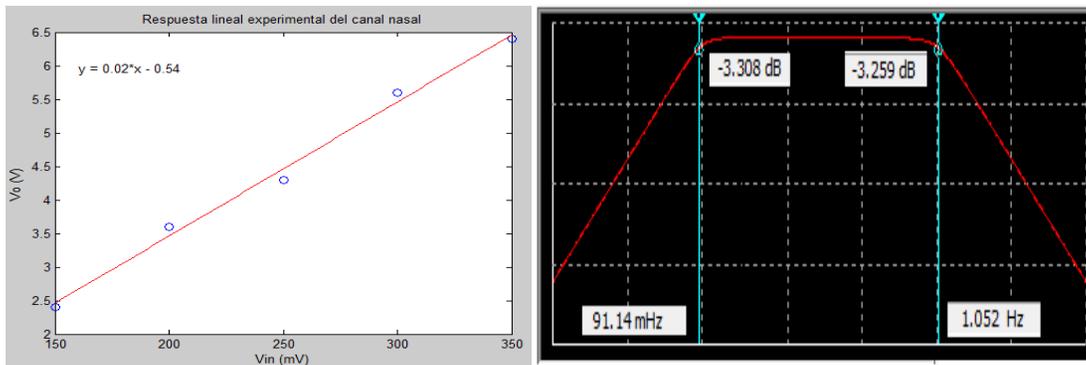


Figura 11

Respuesta del canal de medición nasal (Izq.: Linealidad experimental obtenida para señal sinusoidal con  $f=0.5$  Hz, Der.: Ancho de banda obtenido por simulación con ayuda de MULTISIM V11.0).

Para la compensación térmica de los experimentos desarrollados en el local de laboratorio, se empleó un bloque comparador (U2A) con indicación óptica (LED) a su salida, que permite indicar la compensación térmica ambiental de acuerdo a la relación entre la temperatura ambiente y la temperatura del aire espirado por el sujeto bajo estudio. La intermitencia en el LED a partir del ajuste con el potenciómetro indica que se está en el intervalo adecuado para el desarrollo de la experimentación (adquisición de la señal relacionada con la respiración vía nasal), lo cual fue verificado con ayuda de un osciloscopio GW (Modelo GOS-6526) en el laboratorio.

### 3.4.- ANÁLISIS DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL DIAFRAGMA

A partir de pruebas experimentales, se pudo reducir el número de canales a emplear en el *Kit*, optimizándose la medición con el uso de cuatro electrodos torácicos, los cuáles fueron relacionados con los canales CH1, CH2, CH3 y la referencia del sistema empleado para la adquisición de las bioseñales. En esta distribución, el canal CH1 se asoció al canal de registro respiratorio nasal con la máscara empleada, el canal CH2 permitió el registro de una señal de referencia cardíaca (ECG) en el sujeto y el canal CH3 estuvo asociado al potencial torácico transversal donde se registra los potenciales eléctricos generados por el diafragma.

La Figura 12 muestra la distribución de los generadores empleados en la simulación experimental del registro de las señales descritas, para la obtención supervisada de los registros diafragmáticos.

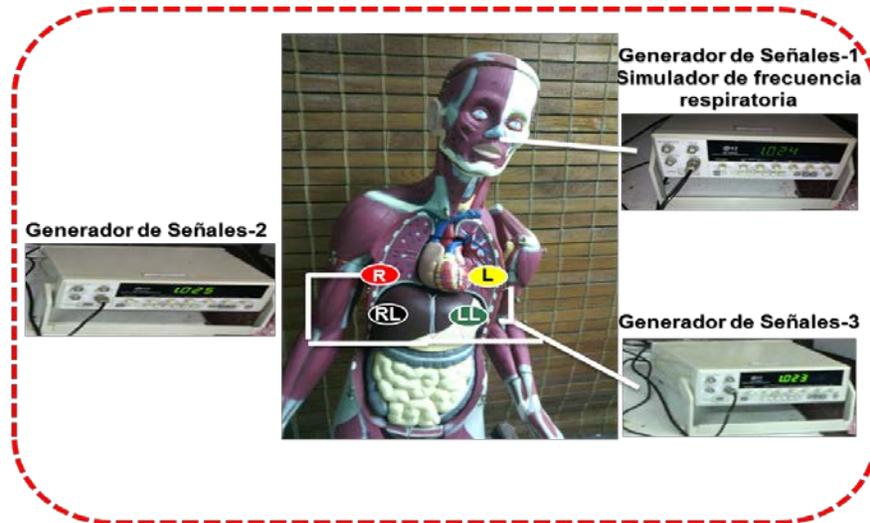


Figura 12

Distribución de los generadores de señales asociados a los canales de registro torácico durante la fase experimental.

Las Figuras 13 y 14 muestran los resultados procesados (Señal original en la sección superior y señal filtrada resultante en la sección inferior) con ayuda del utilitario MATLAB (V8.1), donde se aprecia el cambio de frecuencias de la señal torácica simulada (CH2=L-R: línea de color azul), en la cual se ha variado la frecuencia de la señal sinusoidal empleada por encima y por debajo de un hertzio tomado como referencia desde el generador 3 (se ha cortocircuitado el generador 2 para esta fase experimental). La señal respiratoria nasal se ha simulado a partir de la salida del generador 1 (línea de color rojo) y se conecta al canal CH1.

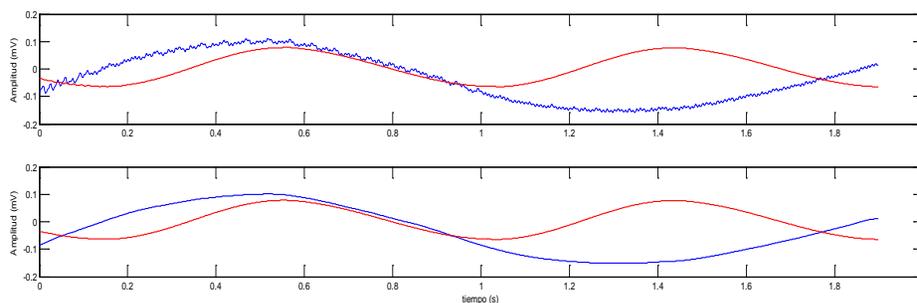
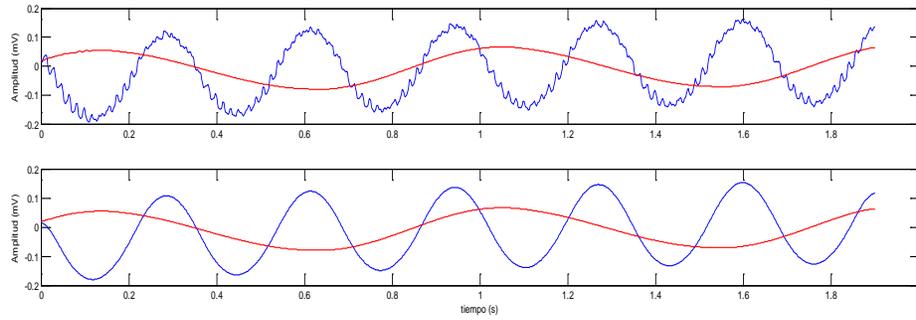


Figura 13

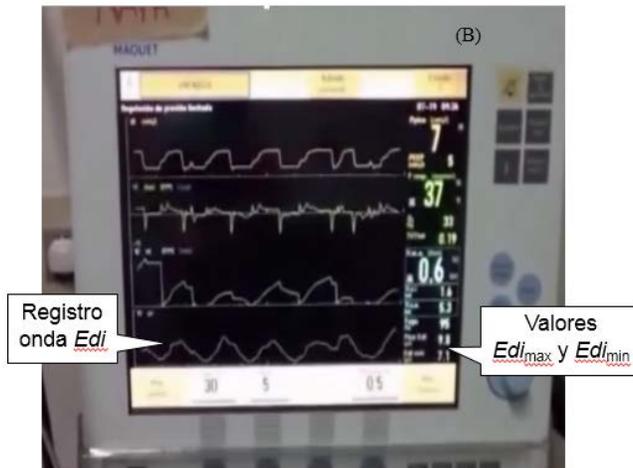
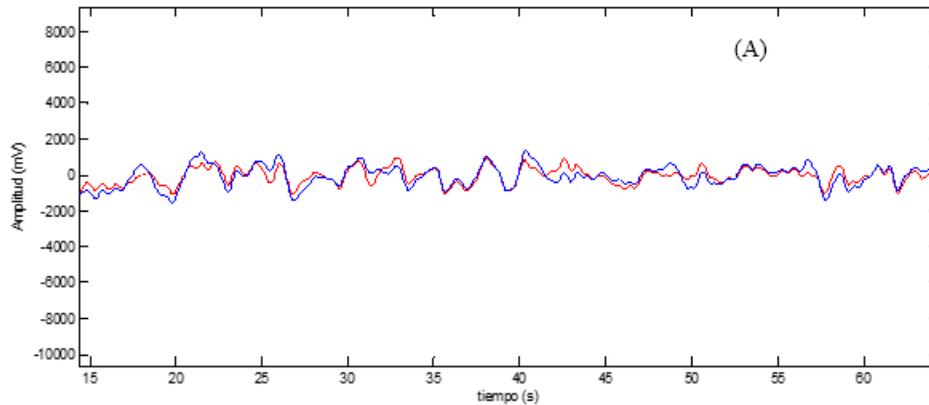
Verificación del sistema con Generador de Señales: 0.527 Hz (Trazo Azul) y 1.066 Hz (Trazo Rojo).



**Figura 14**

**Verificación del sistema con Generador de Señales: 3.049 Hz (Trazo Azul) y 1.066 Hz (Trazo Rojo).**

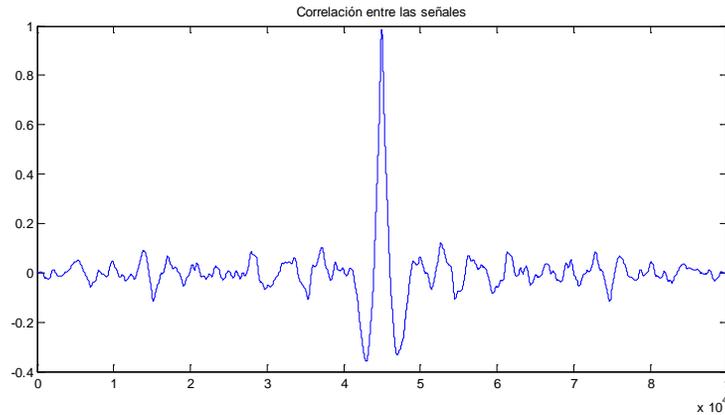
Una vez verificado el sistema con ayuda de los generadores en el laboratorio, se procedió a tomar muestras reales sobre sujetos quienes previamente firmaron un acta de conformidad para participar en los experimentos diseñados. La Figura 15(A) muestra el análisis de un ejemplo de señales registradas, donde se aprecia la elevada similitud de los registros comparados (en azul: registro de señal respiratoria nasal y en rojo: registro adquirido de biopotenciales torácicos).



**Figura 15**

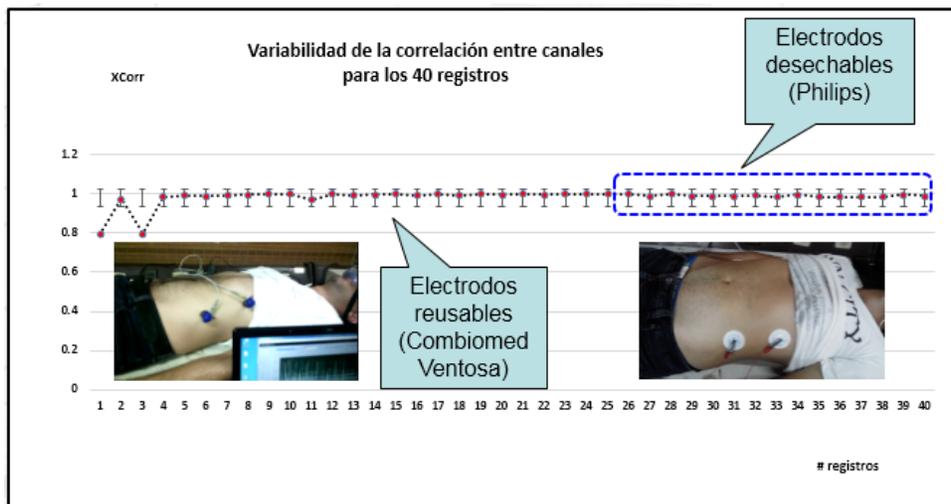
**Comparación de registros de la señal respiratoria (A) Trazo azul: registro nasal y Trazo rojo: señal de biopotenciales torácicos. (B) Visualizador del Sistema NAVA con registro de la señal *Edi* y sus valores asociados.**

En el registro Edi de un sistema comercial (Figura 15(B)) se puede apreciar un comportamiento parecido al obtenido en los registros torácicos, lo cual permitiría la determinación de algunos parámetros temporales como son los valores de  $Edi_{m\acute{a}x}$  y  $Edi_{m\acute{i}n}$  de interés clínic para relacionar el nivel de intensidad de la actividad neuro-diafragmática. Para un conjunto de 40 registros analizados, al compararse ambas señales (respiración nasal y potenciales torácicos) se logra observar una interesante correlación cruzada entre los datos obtenidos (Figura 16).



**Figura 16**  
**Ejemplo de correlación entre las señales obtenidas (señal respiratoria y potenciales torácicos) con el Kit de trabajo.**

Al analizar el valor promedio de los resultados de la correlación cruzada entre los diferentes canales de los registros se ha podido observar que existe una buena correlación (97.80 %) entre los registros torácicos adquiridos y las señales respiratorias tomadas vía nasal como referencia (Figura 17).



**Figura 17**  
**Resultados obtenidos (correlación cruzada) con el sistema propuesto a nivel experimental.**

En la Figura 17, los primeros 25 registros fueron adquiridos con un arreglo de electrodos reusables (Electrodos de succión Combiomed Ventosa) y los restantes 15 registros fueron adquiridos con el empleo de un arreglo de electrodos desechables (Electrodos Philips). La impedancia de los electrodos no afectó el registro y estudio de las bioseñales torácicas de interés en la investigación, y esto se debe fundamentalmente a la alta impedancia de entrada del canal de medición, el cual emplea un Amplificador de Instrumentación con impedancia típica superior a  $10^{10} \Omega$ . Los resultados obtenidos indican que es posible desarrollar un sistema no invasivo para el análisis dinámico de los potenciales diafragmáticos ocasionados por la respiración del sujeto. Esta nueva alternativa torácica permite simplificar el

empleo de otras técnicas de registro invasivo (inserción de catéteres esofágicos con transductores múltiples) que pueden dañar las vías respiratorias del individuo para registrar el comportamiento de su mecánica respiratoria diafragmática y neural, donde en general se necesitan de recambios semanalmente de los transductores empleados (sondas plásticas, tubos de ventilación, etc.), con la correspondiente afectación al paciente grave.

## 4.- CONCLUSIONES

Un reto crucial de la investigación presentada estuvo relacionado con el diseño de un canal para obtener la actividad eléctrica diafragmática relacionada con la ventilación no invasiva mediante el registro de bioseñales torácicas. La aplicación del sistema propuso enfocar la actividad profesional a esta problemática, con el fin de permitir efectuar correctamente el abordaje global de pacientes afectados a trastornos del sistema respiratorio que afecta a una función tan vital y necesaria para el ser humano como es la respiración.

El sistema propuesto permite obtener elevada sensibilidad y especificidad en la identificación de la actividad eléctrica diafragmática (> 95 %), lo cual resulta interesante para disminuir la complejidad y el costo de los sistemas modernos dedicados a la ventilación forzada basada en la respuesta del diafragma a partir del control neural.

## REFERENCIAS

1. MINSAP, Anuario estadístico de salud, Dirección de registros médicos y estadísticas de salud, Cuba, 2016.
2. Guevara N.A.O., Ibarra A.R.G., Puentes A.M.S.. Guía rápida para las mediciones en equipos biomédicos, Vol. 1, Ed. MINSAP. Bogotá; 2015.
3. García R.E. y Albaiceta G.M., Monitorización de la mecánica respiratoria en el paciente ventilado. *Med Intensiva*. 2014; 38(1):49-55.
4. Laurence Ducharme-Crevier L., Pont-Tibudeau G.D., Emeriaud G. Interest of Monitoring Diaphragmatic Electrical Activity in the Pediatric Intensive Care Unit. *Critical Care Research and Practice*. 2013; 20: 1-9.
5. Group M.G. Superiority of NAVA: The Evidence-03; 2015. Disponible en: <http://www.criticalcarenews.com>
6. Maquet Critical Care, Ventilación Catéter Edi, Data Sheet, Getinge Group, 2014, p. 1-8.
7. Suárez-Sipmann F., Márquez M.P., González-Arenas P. Nuevos modos de ventilación: NAVA. *Med. Intensiva*. 2008; 32(8): 398-403.
8. Ducharme-Crevier L., Pont-Thibodeau G. and Emeriaud G. Interest of Monitoring Diaphragmatic Electrical Activity in the Pediatric Intensive Care Unit. *Critical Care Research and Practice*, 2013, Vol. 203, p. 1-8.
9. García-Prieto E, Amado-Rodríguez L, Albaiceta G.M. Monitorización de la mecánica respiratoria en el paciente ventilado. *Med. Intensiva*. 2014; 38(1): 49-55.
10. Wang F.T. and Wang C.L. Instantaneous Respiratory Estimation from Thoracic Impedance by Empirical Mode Decomposition, sensors, pp. 16372-16387, 2015.
11. Mantilla CB, Seven YB, Hurtado-Palomino JN, Zhan WZ, Sieck GC. Chronic Assessment of Diaphragm Muscle EMG Activity across Motor Behaviors. *Resp. Physiol Neurobiol*. 2011; 177(1): 176-182.
12. Luo JM, Moxham J, Polkey MI. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clinical Science*. 2008;15(1): 233-244.
13. ANSI/AAMI, ISO 11137-2, Sterilization of health care products- Radiation - Part 2: Establishing the sterilization dose; 2013, p.1-15.
14. Beck J, Stewart B, Gottfried, Navalesi P, Skrobik Y, Comtois N, et al. Electrical Activity of the Diaphragm during Pressure Support Ventilation in Acute Respiratory Failure. *Am.J. Resp. & Critical Care Med*. 2001; 164(1): 419-424.
15. Maarsingh E, Vaneykern L, Sprikkelman A. Respiratory muscle activity measured with a non-invasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *Am. Phys. Soc. Journal*. 2000; 88(1): 1955-1961.
16. Hawkes EZ, Nowicky AV, McConnell AK. Diaphragm and intercostal surface EMG and muscle performance after acute inspiratory muscle loading. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2007; 155(1): 213-219.
17. Fu TC, "Detection of exercise periodic breathing using thermal flowmeter in patients with heart failure," *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2017; 55(1): 1189-1198.
18. Verin E, Straus C, Demoule A, Mialon P, Derenne JP, Similowski T. Validation of improved recording site to measure phrenic conduction from surface electrodes in humans. *Am. Phys. Soc. Journal*. 2002; 92(1): 967-974.
19. Instrument T. ADS1298ECG-FE/ADS1198ECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit. in *User's Guide*, 2012; p. 64-75.

## AUTORES

**Pedro Pablo Pérez Cabrera.** Graduado de Licenciatura en Electromedicina en la Universidad de Ciencias Médicas Calixto García y de Maestría en Bioingeniería por la Universidad Tecnológica de La Habana, Cuba, en el año 2014 y 2017 respectivamente. Actualmente se desempeña como Especialista en Electromedicina en el Centro de Ingeniería Clínica y Electromedicina, en La Habana, Cuba. **E-Mail:** [pedropabloperezcabrera@gmail.com](mailto:pedropabloperezcabrera@gmail.com)

**Beatriz Peón Pérez.** Graduada de Ingeniera Biomédica en el año 2010 en la Universidad Central Martha Abreu de Las Villas, obtuvo el grado científico de Máster en Señales y Sistemas con mención en Ingeniería Biomédica en el año 2014 en la misma universidad. Actualmente se desempeña como Especialista en Centro de Control Estatal de Medicamentos y Equipos Médicos, La Habana, Cuba. **E-Mail:** [beatrizpeonperez@gmail.com](mailto:beatrizpeonperez@gmail.com)

**Carmenchu Regueiro Busoch.** Graduada de Ingeniería Automática en el año 2015 por la CUJAE. Actualmente es Profesora del Dpto. de Automática en la Facultad de Ingeniería Automática y Biomédica (FIAB) en la Universidad Tecnológica de La Habana (CUJAE), y ofrece varios cursos relacionados con Procesos y Control Automático. Ha trabajado en investigaciones relacionadas con Instrumentación y Bioingeniería, y actualmente desarrolla su tema de investigación por el grado de Máster en la caracterización de la medición no invasiva de la Presión Sanguínea Arterial para una cama basculante. **E-Mail:** [carmenchu@automatica.cujae.edu.cu](mailto:carmenchu@automatica.cujae.edu.cu)

**Angel Regueiro-Gómez.** Graduado de Ingeniero Electrónico en 1984 por el ISPJAE, Cuba, y de Doctor Ingeniero Electrónico en 1996 en la Universidad Politécnica de Barcelona (UPC), España. Actualmente es Profesor Titular del Dpto. de Bioingeniería (CEBIO) en la Facultad de Ingeniería Automática y Biomédica (FIAB) en la Universidad Tecnológica de La Habana (CUJAE), y ofrece varios cursos relacionados con Instrumentación, Electrónica e Ingeniería Biomédica. Ha trabajado en investigaciones relacionadas con Instrumentación y Bioingeniería desarrollando numerosas publicaciones en revistas y congresos. Su interés actual de investigación está vinculado con el diseño de sistemas para la adquisición y el acondicionamiento de variables fisiológicas por métodos no invasivos; así como la caracterización de muestras biológicas con fines clínicos. **E-Mail:** [regueiro@automatica.cujae.edu.cu](mailto:regueiro@automatica.cujae.edu.cu)