

# Efecto del incremento de la PEEP en la actividad muscular respiratoria evaluado con electromiografía de superficie en individuos sanos bajo ventilación espontánea

Alher Mauricio Hernández-Valdivieso<sup>1</sup>, María Bernarda Salazar-Sánchez<sup>2</sup>, Isabel Cristina Muñoz-Ortega<sup>2</sup>

## RESUMEN

**Introducción:** en un paciente bajo ventilación mecánica con resistencia aumentada de la vía aérea, la duración de la fase espiratoria es insuficiente para exhalar todo el volumen inspirado. Para mantener la oxigenación y reducir el trabajo de los músculos respiratorios, es común aplicar una presión positiva al final de la espiración (PEEP), que reduce la colapsabilidad del tejido, compensando el aumento de la resistencia. Diversos estudios han demostrado la utilidad de la electromiografía de superficie (EMGS) para cuantificar el trabajo respiratorio.

**Objetivo:** evaluar el efecto de la PEEP en la actividad muscular respiratoria mediante EMGS en individuos sanos bajo ventilación mecánica no invasiva.

**Metodología:** estudio de la actividad muscular en 10 hombres voluntarios sanos ventilados de manera no invasiva con variaciones de la PEEP desde 0 hasta 5 cm H<sub>2</sub>O en pasos de 1 cm H<sub>2</sub>O, cada 30 segundos.

**Resultados:** los biopotenciales del diafragma y el esternocleidomastoideo permitieron detectar diferentes respuestas ante el estímulo incremental: 1) aumento del trabajo de los dos músculos durante la inspiración y la espiración; 2) aumento de la actividad en solo uno de los músculos; 3) aumento del trabajo muscular exclusivamente durante la espiración.

**Conclusión:** en individuos ventilados de forma no invasiva, la EMGS relaciona cuantitativamente el nivel de PEEP con el cambio en la actividad del diafragma y el esternocleidomastoideo.

---

<sup>1</sup> Coordinador del Grupo de Investigación en Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica (GIBIC). Docente, Facultad de Ingeniería, Departamento de Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

<sup>2</sup> Estudiante de Doctorado, Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.  
Correspondencia: Alher Mauricio Hernández Valdivieso; mauricio.hernandez@udea.edu.co

Recibido: abril 13 de 2015

Aceptado: septiembre 25 de 2015

Cómo citar: Hernández-Valdivieso AM, Salazar-Sánchez MB, Muñoz-Ortega IC. Efecto del incremento de la PEEP en la actividad muscular respiratoria evaluado con electromiografía de superficie en individuos sanos bajo ventilación espontánea. *Iatreia*. 2016 Jul-Sep;29(3):280-291. DOI 10.17533/udea.iatreia.v29n3a03.

## PALABRAS CLAVE

*Electromiografía; PEEP; Procesamiento de Señales Biomédicas; Registro de Señales Médicas; Ventilación Mecánica*

## SUMMARY

### **Effect of PEEP increase on respiratory muscle activity assessed through surface electromyography in healthy subjects during spontaneous breathing**

**Introduction:** In a mechanically ventilated patient with increased airway resistance, the expiratory time span is insufficient to exhale all the inspired volume. In order to maintain oxygenation and to reduce the workload of respiratory muscles, it is common to apply an extrinsic positive end-expiratory pressure (PEEP) that reduces tissue collapsibility, counterbalancing the increased resistance. Several studies have shown the usefulness of surface electromyography (sEMG) to quantify the work of breathing (WOB), particularly in patients with obstructive diseases.

**Objective:** To assess the effect of incremental PEEP in the respiratory muscle activity through sEMG in healthy volunteers noninvasively ventilated.

**Methods:** Study of muscle activity in 10 healthy male volunteers, noninvasively ventilated for 20 minutes. The extrinsic PEEP was applied from 0 to 5 cm H<sub>2</sub>O in steps of 1 cm H<sub>2</sub>O at 30 seconds intervals.

**Results:** The bio-potentials of diaphragm and sternocleidomastoid muscles revealed different breathing patterns in response to incremental PEEP: 1) increase in the workload of both muscles during inspiration and expiration; 2) increase in the workload of only one muscle; 3) a remarkable increase in muscle activity only in expiration.

**Conclusion:** In noninvasively ventilated volunteers, sEMG quantitatively relates the PEEP level with changes in sternocleidomastoid and diaphragm activity.

## KEY WORDS

*Biomedical Signals Processing; Electromyography; Electronic Medical Records; Mechanical Ventilation; PEEP*

## RESUMO

### **Efeito do incremento da PEEP na atividade muscular respiratória avaliado com eletromiografia de superfície em indivíduos saudáveis sob ventilação espontânea**

**Introdução:** Num paciente sob ventilação mecânica com resistência aumentada da via aérea, a duração da fase respiratória é insuficiente para exalar todo o volume inspirado. Para manter a oxigenação e reduzir o trabalho dos músculos respiratórios, é comum aplicar uma pressão positiva no final da respiração (PEEP), que reduz a colapsabilidade do tecido, compensando o aumento da resistência. Diversos estudos demonstraram a utilidade da eletromiografia de superfície (EMGS) para quantificar o trabalho respiratório.

**Objetivo:** avaliar o efeito da PEEP na atividade muscular respiratória mediante EMGS em indivíduos saudáveis sob ventilação mecânica não invasiva.

**Metodologia:** estudo da atividade muscular em 10 homens voluntários saudáveis ventilados de maneira não invasiva com variações da PEEP desde 0 até 5 cm H<sub>2</sub>O em passos de 1 cm H<sub>2</sub>O, cada 30 segundos.

**Resultados:** os biopotenciais do diafragma e o esternocleidomastoideo permitiram detectar diferentes respostas ante o estímulo incremental: 1) aumento do trabalho dos dois músculos durante a inspiração e a expiração; 2) aumento da atividade em só um dos músculos; 3) aumento do trabalho muscular exclusivamente durante a expiração.

**Conclusão:** em indivíduos ventilados de forma não invasiva, a EMGS relaciona quantitativamente o nível de PEEP com o câmbio na atividade do diafragma e o esternocleidomastoideo.

## PALAVRAS CHAVE

*Eletromiografia; PEEP; Processamento de Sinais Biomédicas; Registro de Sinais Médicas; Ventilação Mecânica*

## INTRODUCCIÓN

La ventilación mecánica es un tratamiento de soporte vital en un amplio espectro de condiciones médicas, en las que están afectados el intercambio de gases o el proceso de la ventilación, como fallas respiratorias

agudas o crónicas, trastornos del sistema nervioso central, debilidad muscular, sepsis, etc. (1). A pesar del innegable beneficio de la asistencia mecánica ventilatoria, esta se asocia potencialmente con muchas complicaciones como pueden ser: lesión de la vía aérea por intubación prolongada; lesiones pulmonares asociadas al ventilador y la monitorización; complicaciones cardiovasculares, renales, infecciosas y hematológicas, entre otras. Por ello se recomienda suspender la asistencia mecánica ventilatoria tan pronto como el paciente tenga capacidad de proteger la vía aérea y mantener una adecuada ventilación (2).

La mecánica ventilatoria del paciente se puede alterar por un aumento de la resistencia de la vía aérea, que provoca una duración de la espiración insuficiente para exhalar todo el volumen inspirado, y, tras una serie de ventilaciones, se produce atrapamiento de gas alveolar que genera un aumento de la presión alveolar conocido como presión positiva intrínseca al final de la espiración (i-PEEP). Con el fin de mantener la oxigenación en los pacientes bajo ventilación mecánica que presentan i-PEEP se utiliza desde hace más de 40 años la aplicación de una presión positiva extrínseca al final de la espiración (PEEP, por la sigla inglés de *positive end-expiratory pressure*). La PEEP se ha utilizado principalmente para reclutar o estabilizar unidades pulmonares (alvéolos) y mejorar la oxigenación en pacientes que han tenido falla respiratoria hipoxémica. Se ha demostrado empíricamente que la PEEP podría ayudar a reducir el trabajo respiratorio de los músculos y la cantidad de tejido atelectásico (3,4).

El trabajo respiratorio (WOB, por la sigla en inglés de *work of breathing*) es un concepto ampliamente utilizado en el análisis de la mecánica ventilatoria, ya que el trabajo desarrollado en la ventilación espontánea depende de la presión generada durante la contracción de los músculos, la resistencia de la vía aérea y la distensibilidad pulmonar, las cuales varían en cada caso (5).

Durante la ventilación mecánica no invasiva, el uso de la PEEP ha mostrado buenos resultados, en pacientes que presentan i-PEEP (auto-PEEP), proporcionando descanso a la musculatura respiratoria y una mejoría notable del intercambio de gases (6). Para que exista dicho intercambio, es necesario que la presión en el interior de la vía aérea se encuentre por debajo de la presión atmosférica de modo que el flujo de aire vaya desde el exterior hacia el interior de los alvéolos; sin

embargo, esto no se cumple en los casos de i-PEEP y se produce una asincronía entre el comienzo de la contracción muscular inspiratoria y el del flujo inspiratorio, ya que el flujo de aire solo se produce cuando la presión alveolar generada por los músculos inspiratorios exceda el valor del i-PEEP. Por tanto, el i-PEEP actúa como una carga adicional que debe ser vencida antes de que se inicie la inspiración, provocando aumento del trabajo respiratorio. Por otra parte, el atrapamiento aéreo hace que el diafragma se aplane, lo cual produce una menor eficacia contráctil. Dicha problemática produce aumento de la frecuencia respiratoria, disminución del volumen circulante, aumento del trabajo respiratorio y empeoramiento del intercambio de gases con hipoxemia, hipercapnia y acidosis respiratoria. Al añadir presión positiva al final de la espiración mediante PEEP se busca compensar el efecto del i-PEEP, reduciendo así el trabajo respiratorio y mejorando el intercambio de gases (6). Aunque se conocen bien los beneficios del uso de la PEEP en términos de mejorar la oxigenación y el reclutamiento alveolar y reducir el trabajo respiratorio (7), no hay estudios que relacionen cuantitativamente el nivel de PEEP con el cambio en el trabajo respiratorio y por tanto en la mayoría de los casos la configuración del nivel de PEEP se hace empíricamente a partir de la experiencia clínica.

Una alternativa para cuantificar el trabajo respiratorio a partir de la actividad muscular es la evaluación de las señales electromiográficas de superficie de los músculos respiratorios empleando análisis tanto en tiempo como en frecuencia (8). Diversos estudios han utilizado dicha técnica para evaluar la evolución de la actividad muscular en pacientes con enfermedades obstructivas, como el asma y la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (9), y durante maniobras de espiración forzada (10). Otros estudios han mostrado la utilidad de estos biopotenciales para evaluar el trabajo respiratorio en la apnea obstructiva del sueño ante estímulos incrementales (11).

En este artículo se presenta un análisis exploratorio de la actividad muscular respiratoria medida por electromiografía de superficie (EMGS) y el nivel de sincronización entre los músculos diafragma y esternocleidomastoideo, durante una maniobra de PEEP incremental en una población de voluntarios sanos ventilados mecánicamente de manera no invasiva, con el fin de verificar el efecto de la PEEP en la actividad

muscular, lo cual permitirá utilizar dichos biopotenciales para evaluar el efecto de aumentar o reducir la PEEP en pacientes ventilados mecánicamente. Se describen la población de estudio, las técnicas de procesamiento utilizadas, los resultados y las pruebas estadísticas empleadas para analizarlos, las conclusiones y los posibles estudios futuros.

## MATERIALES Y MÉTODOS

### Diseño experimental

Diez hombres voluntarios sanos, que no habían padecido ninguna enfermedad respiratoria, fueron ventilados de manera no invasiva durante 20 minutos con un ventilador Hamilton G5 y simultáneamente se registró la actividad muscular respiratoria mediante EMGS utilizando un amplificador de electromiografía (*Bagnoli EMG system, Delsys*), acoplado a una tarjeta de adquisición (NI USB 6212) configurados con una frecuencia de muestreo de 1024 Hz. La prueba consistió en aumentar el nivel de PEEP extrínseca desde 0 hasta 5 cm H<sub>2</sub>O en pasos de 1 cm H<sub>2</sub>O, a intervalos de 30 segundos. Los músculos registrados fueron el diafragma y el esternocleidomastoideo. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética del Hospital La María en Medellín, Colombia, y los voluntarios firmaron un formato de consentimiento informado.

Las señales de presión, flujo y volumen, el nivel de PEEP y la frecuencia respiratoria se obtuvieron del ventilador mecánico. Para el registro de la actividad electromiográfica de superficie se utilizaron electrodos Ag/AgCl, después de la preparación de la zona de interés por eliminación de las impurezas y vellosidades en la piel. Se registró la porción costal del diafragma ubicando los electrodos en configuración bipolar entre el séptimo y octavo espacios intercostales (12-14). Para registrar la actividad del esternocleidomastoideo, se ubicaron los electrodos en configuración bipolar, con el primero de ellos a 20 % de la distancia entre la apófisis mastoides y la escotadura del esternón y sobre la línea que une estos dos puntos (12), y el segundo, a no más de 2 cm de distancia del primero.

La sincronización entre las señales musculares y las ventilatorias se hizo con un dispositivo electroneumático que genera una señal patrón de presión para ser registrada

por la tarjeta de adquisición y simultáneamente por el ventilador Hamilton G5 a través del puerto auxiliar para medición de la presión esofágica (15).

### Técnicas de procesamiento

Con el fin de acondicionar las señales EMGS para el procesamiento, se aplicó un filtro pasabanda entre 20 Hz y 400 Hz (16,17). Dado que las señales electromiográficas de superficie registradas en la zona del tórax, como es el caso del diafragma, son contaminadas por la señal eléctrica del músculo cardíaco, que comparte banda de frecuencia con las señales EMG (entre 0,05 Hz y 159 Hz) (18), es necesario aplicar un filtro para eliminar dicha interferencia sin comprometer la información existente en la banda de frecuencia compartida. Diferentes estudios han reportado éxito en la eliminación de la interferencia cardíaca que afecta las señales electromiográficas de superficie utilizando la herramienta matemática transformada *wavelet* y análisis de componentes independientes (ICA) (19). Algunas de dichas técnicas logran eliminar la interferencia cardíaca, pero también se ha visto que degradan la señal de interés con bajas relaciones señal a ruido, o produciendo variación de la forma de las señales en el dominio del tiempo. Adicionalmente, análisis como el ICA exigen contar con un elevado número de canales registrados, lo cual aún no es fácil de implementar. Todo lo anterior hace que la aplicación de estas técnicas sea compleja. Por otra parte, se ha informado el uso exitoso de los filtros adaptativos para este propósito, permitiendo ajustar sus parámetros con base en las propiedades estadísticas de las entradas, la señal de interés y la señal de ruido (interferencia cardíaca). Teniendo en cuenta la anterior revisión, en este trabajo se utilizó un filtro adaptativo RLS (*recursive-least-squares*), debido a su rápida convergencia en comparación con el filtro LMS (*least-mean-square*) (20). Se utilizó un filtro de orden 5 y la señal ECG interferente se extrajo filtrando en banda (pasabanda de 5 a 60 Hz) la señal EMGS.

### Técnicas en el dominio del tiempo

Se evaluó la energía contenida en cada semiciclo respiratorio (11), mediante el cálculo del valor cuadrático medio (RMS, por la sigla en inglés de *root mean square*)

y a partir de dicha energía se calculó el promedio de la potencia media para cada nivel de PEEP, según las siguientes ecuaciones:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N * T} \sum_{n=1}^N x(n)^2} \quad (1)$$

$$\bar{P} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m RMS^2 \quad (2)$$

En donde  $N$  es el número de muestras en cada semiciclo,  $T$  es el período de muestreo,  $\bar{P}$  es la potencia media y  $m$  es el número de semiciclos respiratorios en el nivel de PEEP bajo estudio.

### Técnicas en el dominio de la frecuencia

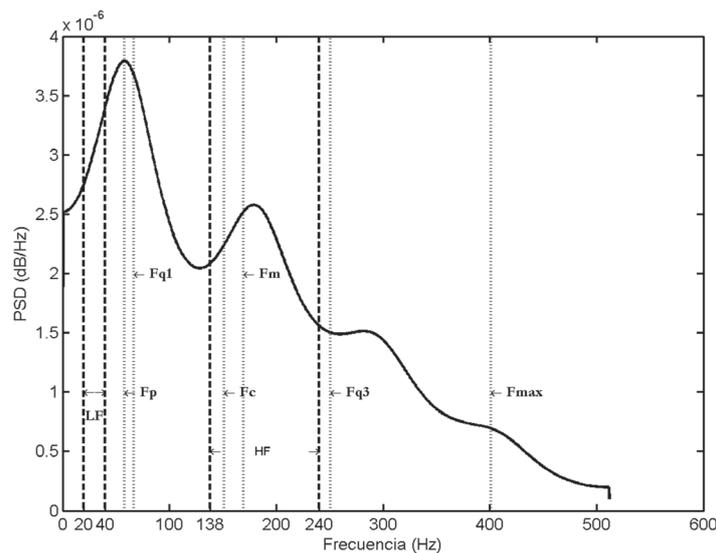
Con el fin de evaluar la evolución en bandas de frecuencia de las señales EMGS con respecto a los diferentes niveles de PEEP se estimó la densidad espectral de potencia (PSD, por la sigla en inglés de *power spectral density*) utilizando el método de Burg (17), que modela la serie temporal mediante un proceso

autorregresivo (AR), y a partir de esta estimación se calculó la PSD (21):

$$\hat{P}(f) = \frac{1}{F_s} \frac{p}{\left| 1 - \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k) e^{-i2\pi kf / F_s} \right|^2} \quad (3)$$

En donde  $p$  es el orden del modelo,  $\hat{a}$  son los coeficientes del modelo autorregresivo y  $F_s$  es la frecuencia de muestreo de la señal.

A partir del espectro obtenido y teniendo en cuenta que el rango de bajas frecuencias para una señal EMGS se encuentra entre 20 y 40 Hz, y el de altas frecuencias está entre 138 y 240 Hz (11), es factible calcular hasta 10 parámetros en el dominio de la frecuencia: frecuencia central ( $F_c$ ), frecuencia media ( $F_m$ ), frecuencia pico ( $F_p$ ), frecuencia máxima ( $F_{max}$ ), frecuencia en el primer y tercer cuartiles ( $F_{q1}$  y  $F_{q3}$ ), ratio entre altas y bajas frecuencias ( $RHL$ ), ratio intercuartílico ( $Ri$ ), coeficiente de asimetría ( $Ca$ ) y coeficiente de apuntamiento ( $Cap$ ). Una descripción gráfica de algunos de estos parámetros frecuenciales se presenta en la figura 1.



**Figura 1. Densidad espectral de potencia de una señal EMGS, en la que se especifican:** rango de bajas frecuencias (LF), rango de altas frecuencias (HF), frecuencia en el primer cuartil ( $F_{q1}$ ), frecuencia pico ( $F_p$ ), frecuencia central ( $F_c$ ), frecuencia media ( $F_m$ ), frecuencia en el tercer cuartil ( $F_{q3}$ ) y frecuencia máxima ( $F_{max}$ )

La  $F_c$  se refiere a la mediana de la PSD, la  $F_m$  corresponde al valor medio de la frecuencia en la PSD, la  $F_p$  es aquella frecuencia donde se presenta el máximo valor de la PSD, la ratio  $HL$  es el cociente entre los valores de la PSD en los rangos de altas y bajas frecuencias, el  $R_i$  representa la diferencia entre las frecuencias del tercer y primer cuartiles, el  $Ca$  mide el grado de asimetría de la distribución del espectro y el  $Cap$  indica la proporción de datos que se encuentran alrededor de la media del espectro (11).

Según un estudio en muestras de pacientes con apnea obstructiva del sueño,  $F_c$ ,  $F_m$  y ratio  $HL$  permiten medir el desplazamiento espectral de la señal EMG durante la contracción, mientras que los otros parámetros no resultan confiables debido a la naturaleza estocástica de las señales EMGS, en las que la PSD no tiene claramente definida una región plana cerca del valor de pico (11). Teniendo en cuenta dichos hallazgos (22) en señales EMG de músculos respiratorios, el estudio de coeficientes frecuenciales se limitó a los que han demostrado ser confiables, es decir:  $F_c$ ,  $F_m$  y  $RHL$ .

El cálculo de los parámetros se hace para las señales obtenidas en cada nivel de PEEP, a partir de la PSD estimada tanto en inspiración como en espiración, segmentando la señal EMGS en épocas correspondientes a los semiciclos respiratorios. Para el diafragma no se hizo el cálculo de los parámetros durante la espiración porque se sabe que dicho músculo no se contrae durante tal fase y por tanto la actividad eléctrica que pueda capturarse durante la espiración no corresponde a la actividad diafragmática.

Para tener una idea de la tendencia central y de la varianza de los parámetros, se calcularon el promedio y la desviación estándar.

## Análisis estadístico

El interés de este trabajo se centró en evaluar la evolución de las características en los dominios del tiempo y la frecuencia a medida que aumentaba el nivel de la PEEP para así demostrar que es posible evaluar su eficacia sobre el trabajo muscular respiratorio. Para esto, se evaluó de forma independiente cada uno de los parámetros musculares descritos anteriormente mediante regresión lineal, teniendo como variable independiente el nivel de PEEP. De la regresión lineal

se tomó exclusivamente la pendiente, pues dicho parámetro no requiere normalización al ser comparado entre diferentes variables. Se efectuó un análisis jerárquico de conglomerados utilizando la pendiente de aquellas variables que por inspección resultaron descriptivas del comportamiento ventilatorio. Como criterio de decisión para el estudio de los dendrogramas resultantes se evaluó el coeficiente de inconsistencia, que proporciona una medida de la distancia entre grupos relativa a la distancia promedio entre vecinos, de tal forma que mayores valores en este coeficiente representan grupos mejor diferenciados. Se calculó con la siguiente expresión:

$$I = \frac{d - \bar{d}}{\sigma} \quad (4)$$

En la que  $d$  es la distancia del enlace actual,  $\bar{d}$  es el valor medio de la distancia de enlaces y  $\sigma$  es la desviación estándar.

Una vez identificado el número de grupos y los voluntarios pertenecientes a cada grupo, se verificaron las diferencias estadísticas entre dichos grupos con la prueba no paramétrica Wilcoxon Mann-Whitney, en la que valores  $p$  inferiores a 0,05 indican diferencias estadísticamente significativas entre grupos.

## RESULTADOS

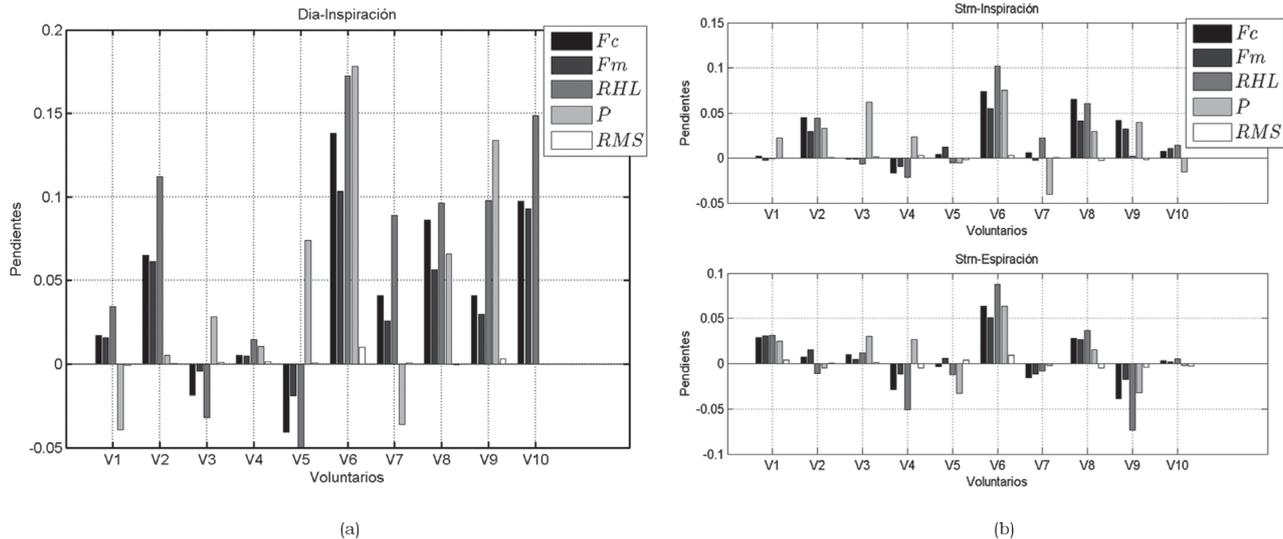
Los biopotenciales analizados en este trabajo corresponden a una población de diez hombres voluntarios sanos ( $23,5 \pm 2,5$  años de edad;  $73,1 \pm 12,1$  kg;  $173,8 \pm 5,55$  cm de estatura).

### Selección de los parámetros en el dominio de la frecuencia

En la figura 2a se presentan los valores de pendiente obtenidos mediante regresión lineal de los parámetros en tiempo y frecuencia descritos en la metodología para el músculo diafragma durante la inspiración. Como puede observarse en esta figura, la frecuencia media,  $F_m$ , y la frecuencia central,  $F_c$ , intrasujetos tienen un comportamiento similar, pero hay importantes diferencias entre voluntarios, pues en unos casos las dos pendientes son positivas y en otros, negativas.

Por otra parte, el comportamiento intrasujeto del esternocleidomastoideo durante la inspiración y la

expiración resulta similar a lo encontrado en el caso del diafragma.



**Figura 2. Valores de pendientes obtenidos por regresión lineal de  $F_c$ ,  $F_m$ ,  $RHL$ ,  $RMS$  y  $\bar{P}$  en cada uno de los voluntarios: a) el diafragma durante la inspiración; b) el esternocleidomastoideo durante la inspiración y la expiración**

A partir de la información de la figura 2, teniendo en cuenta las tendencias intrasujetos, se decide utilizar las variables que no resultan redundantes y que además describen el comportamiento muscular en función de la PEEP incremental. Es así como se seleccionan las pendientes de  $F_c$  y  $RHL$  como parámetros en el dominio de la frecuencia para el análisis estadístico.

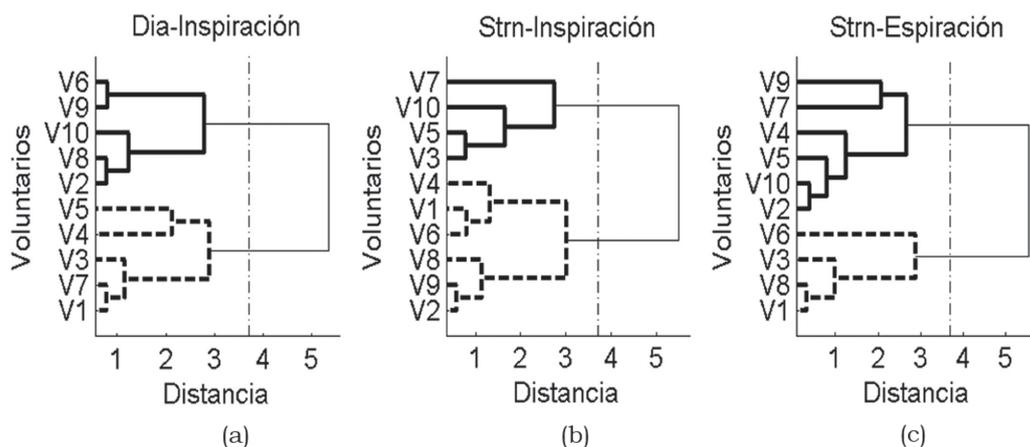
### Selección de parámetros en el dominio del tiempo

Con respecto al valor  $RMS$ , la pendiente de la energía de la señal EMGS en el diafragma es casi nula, lo cual sugiere que esta variable no consigue capturar en dicha señal el efecto del aumento en el trabajo respiratorio inducido por la PEEP incremental. Caso contrario de lo que ocurre con la potencia promedio,  $\bar{P}$ , que permite distinguir diferencias en el trabajo respiratorio en el diafragma ante la variación del nivel de la PEEP (figura 2a). En cuanto al esternocleidomastoideo, cuya pendiente del valor  $RMS$  no varía significativamente,  $\bar{P}$  exhibe importantes diferencias intersujetos. Por lo anterior, se seleccionan las pendientes

de la potencia promedio como parámetro temporal para el análisis estadístico.

### Análisis de conglomerados

Utilizando las pendientes de  $F_c$ ,  $RHL$  y  $\bar{P}$  en el análisis de conglomerados con el método de agrupación de *ward* y la medida de distancia euclídea al cuadrado se obtienen los conglomerados para el diafragma durante la inspiración (figura 3a), y para el esternocleidomastoideo durante la inspiración (figura 3b) y la expiración (figura 3c). Como puede observarse en dichos conglomerados, se crean dos grupos trazando un umbral en distancia igual a 3,7 que corresponde a la media de la longitud de todos los enlaces incluidos en el cálculo del coeficiente de inconsistencia (dos niveles por debajo del enlace principal). Dicho coeficiente para los tres conglomerados, al asumir una separación en dos grupos, fue superior a 1,15, siendo además el coeficiente más alto al considerar los diferentes niveles de enlace, lo cual proporciona suficiente confiabilidad acerca de los grupos encontrados.



**Figura 3. Distribución jerárquica de conglomerados para el diafragma en inspiración (a) y el esternocleidomastoideo en inspiración (b) y espiración (c).** La línea vertical a trazos representa un umbral de distancia de confiabilidad de la agrupación

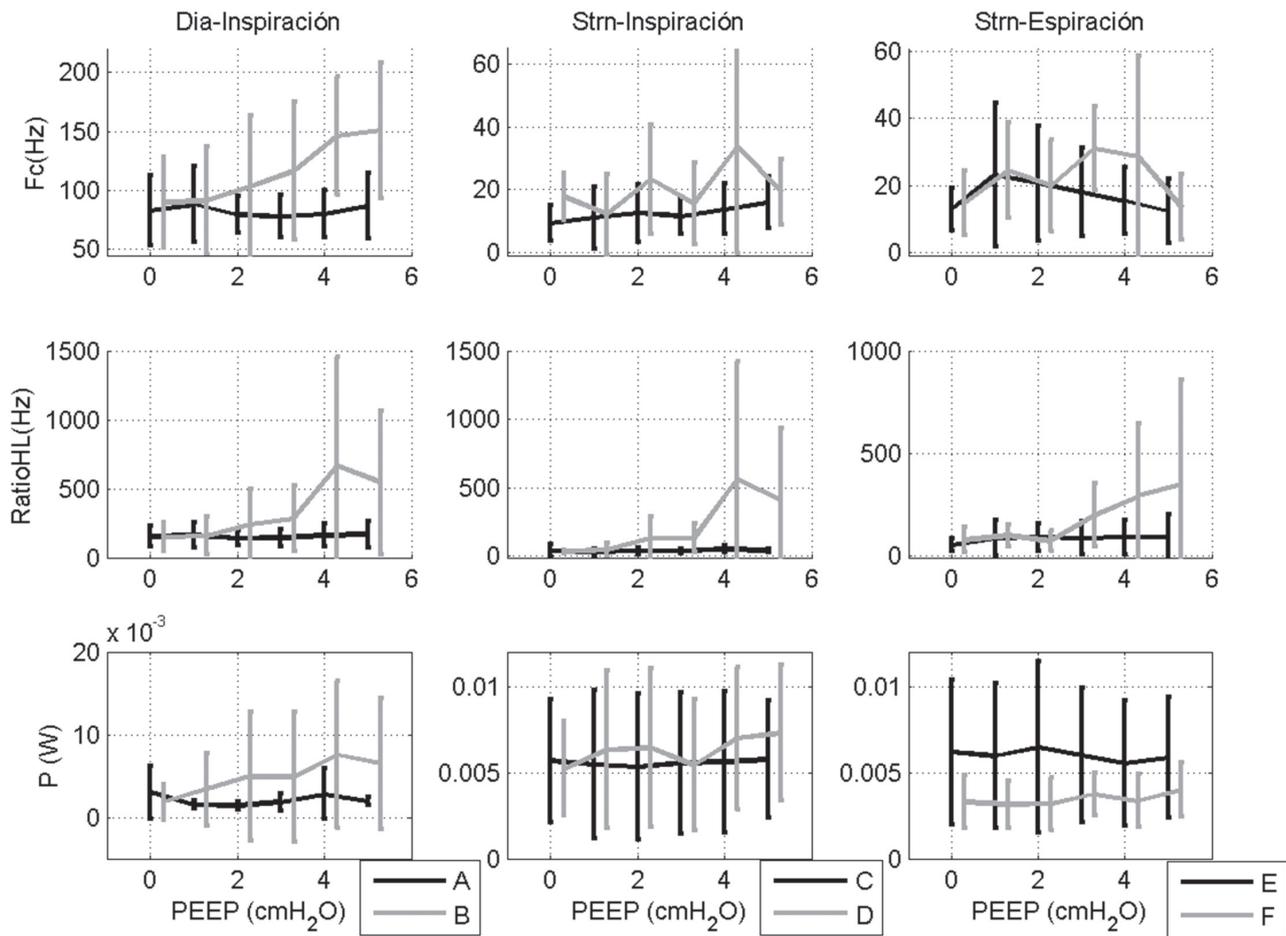
La actividad diafragmática durante la inspiración es similar en los individuos 1, 3, 4, 5 y 7, en adelante grupo A, y sensiblemente diferente de la actividad en los sujetos 2, 6, 8, 9 y 10, en adelante grupo B, tal como puede observarse en la figura 2a. Se destacan las pendientes más elevadas en el grupo B, lo cual implica que la potencia promedio de las señales aumentó y el espectro de energía se desplazó hacia altas frecuencias, lo que corresponde a un comportamiento característico del aumento en el trabajo muscular (11). En cuanto a la actividad en el esternocleidomastoideo durante la inspiración, los individuos 3, 5, 7 y 10, grupo C, no presentan grandes cambios en las variables (bajas pendientes), en contraste con los sujetos 1, 2, 4, 6, 8 y 9, grupo D (figura 2b). Lo anterior implica que en el grupo D aumentó la actividad del esternocleidomastoideo durante la inspiración, mientras que en el C no hubo cambios considerables. Es de destacar que los voluntarios 3, 5 y 7 aparecen tanto en el grupo A como en el C, con muy pequeñas variaciones en las pendientes, lo cual indica que el nivel de PEEP aplicado no exigió demasiado compromiso de estos músculos durante la prueba. En contraste con lo anterior, los voluntarios 2, 6, 8 y 9 aparecen en los grupos B y D, caracterizados por incremento en la actividad muscular durante la inspiración. Los voluntarios restantes 1, 4 y 10 presentaron aumento en la actividad muscular del diafragma o del esternocleidomastoideo, pero no en los dos músculos.

La actividad en el esternocleidomastoideo durante la espiración agrupa a los voluntarios 2, 4, 5, 7, 9 y 10, grupo E, quienes exhiben pendientes negativas o muy bajas (figura 2b), y por tanto, bajos cambios de actividad muscular durante la espiración, y por otra parte los individuos 1, 3, 6 y 8, grupo F, presentan pendientes mayores y positivas, que implican cambio en la actividad muscular cuando se incrementa la PEEP. Se destacan los sujetos 6 y 8, que también presentaban incremento en la actividad de los dos músculos durante la inspiración.

Del valor promedio y la desviación estándar de cada una de las variables estudiadas ( $F_c$ ,  $RHL$  y  $\bar{P}$ ) para cada músculo en inspiración y espiración, se destaca el elevado incremento de las variables en el grupo B a partir de un nivel de PEEP de 2 cm  $H_2O$  en el caso del diafragma (primera columna, figura 4). En contraste, en el grupo A no hay una variación apreciable de la pendiente de estas variables y la desviación estándar es sensiblemente más baja. El esternocleidomastoideo durante la inspiración (segunda columna, figura 4) presenta una tendencia incremental para los sujetos del grupo D a partir de un nivel de PEEP superior a 3 cm  $H_2O$ , que contrasta con el grupo C, en el que solo existe una leve variación en  $F_c$ . Durante la espiración (tercera columna, figura 4), el grupo F que comparte la mayoría de voluntarios con el grupo D (esternocleidomastoideo (*Strn*) durante la inspiración), las

variables presentan una tendencia incremental, lo que describe un aumento de la actividad tanto en la inspiración como en la espiración, particularmente para los voluntarios 1, 6 y 8. Los parámetros del grupo

E tienen un comportamiento muy similar a los de los grupos A y C, tendencias bastante planas, que implican escaso cambio en la actividad muscular como respuesta a la PEEP incremental aplicada.



**Figura 4. Valor promedio y desviación estándar de las variables Fc, RHL y  $\bar{P}$  para cada uno de los grupos encontrados mediante el análisis de conglomerados.** En cada columna se presenta la evolución de las tres variables estudiadas (una por fila), así: 1) diafragma en inspiración, 2) esternocleidomastoideo en inspiración y 3) esternocleidomastoideo en espiración

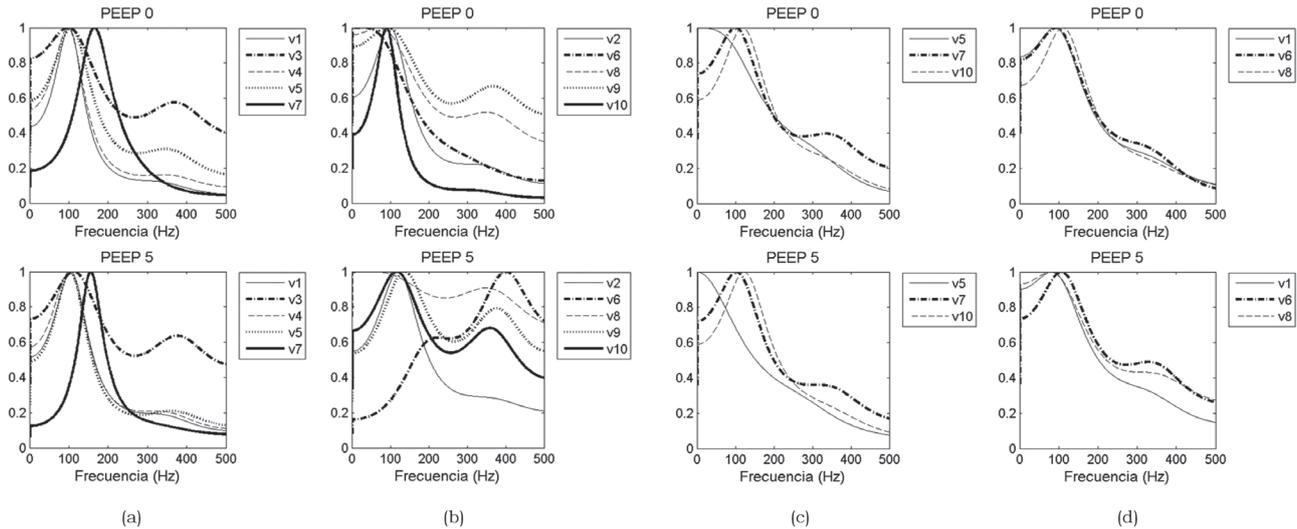
### Densidad espectral de potencia

En las figuras 5a y 5b se presenta la densidad espectral de potencia para el diafragma durante todo el ciclo ventilatorio en los voluntarios de los grupos A y B en

los niveles de PEEP inicial y final. Se observa desplazamiento del espectro hacia frecuencias más altas en los voluntarios pertenecientes al grupo B, mientras en el grupo A el espectro aparece inalterado, lo cual confirma la existencia de una mayor actividad del músculo

en el caso del grupo B y escasa variación en el grupo A. En el grupo B se destacan los voluntarios 6, 8 y 10,

en quienes es mucho más notorio el desplazamiento del espectro hacia altas frecuencias.



**Figura 5. Densidad espectral de potencia de la señal EMG del diafragma durante todo el ciclo respiratorio en los niveles inicial y final de PEEP:** a) grupo A, b) grupo B; y de la señal EMG del esternocleidomastoideo: c) los voluntarios 5, 7 y 10 que aparecen en los grupos C y E, d) los voluntarios que aparecen con igual tendencia en D y F (1, 6 y 8)

En las figuras 5c y 5d se presenta la densidad espectral de potencia de la señal EMG del esternocleidomastoideo durante todo el ciclo respiratorio para los niveles de PEEP 0 y 5 cm H<sub>2</sub>O. Como puede observarse, los sujetos 1, 6 y 8 tienen un desplazamiento de su espectro a la derecha y son esos mismos los que aparecen tanto en el grupo E en la inspiración como en el F en la espiración, lo cual denota un mayor esfuerzo en dichos voluntarios. Este desplazamiento es mayor en los sujetos 6 y 8 que además presentaron importantes cambios en el espectro del diafragma.

### Análisis estadístico

En la tabla 1 se presentan los valores p obtenidos tras la aplicación de la prueba estadística Wilcoxon Mann-Whitney para los grupos A, B, C, D, E y F durante la inspiración y la espiración por variable. Como puede observarse, las diferencias entre los varios grupos son estadísticamente significativas para el caso de las variables derivadas del análisis en el dominio de la frecuencia (*Fc* y *RHL*). Mientras que  $\bar{P}$ , por su

elevada dispersión, no consigue separar los grupos formados durante la inspiración. No obstante, como lo ha evidenciado el análisis de conglomerados, la combinación de las tres variables permite crear grupos con un importante nivel de consistencia. Algunos voluntarios responden al estímulo incremental de PEEP aumentando la actividad tanto en el diafragma como en el esternocleidomastoideo durante la inspiración y la espiración, este es el caso de los sujetos 6 y 8 (grupos B, D y F). Por el contrario, los voluntarios 3, 5, 7 presentan una respuesta plana ante el estímulo, pues su actividad muscular cambia muy levemente.

### DISCUSIÓN

En este artículo se presenta un análisis exploratorio de la respuesta en los dominios del tiempo y la frecuencia de un grupo de voluntarios sanos ante un estímulo incremental de la PEEP, basado exclusivamente en la actividad muscular respiratoria registrada mediante

electromiografía de superficie. Variables como el valor *RMS* en el dominio del tiempo y *Fm* en el dominio de la frecuencia no dan información relevante acerca de la actividad muscular respiratoria; tan solo  $\bar{P}$ , *Fc* y *RHL* permitieron encontrar patrones característicos

de la actividad muscular a medida que se aumentaba el nivel de PEEP. Estos resultados concuerdan con los de estudios previos (11), en los que se asoció la respuesta en tiempo y frecuencia con cambios en la contracción muscular.

**Tabla 1. Valores p obtenidos con la prueba estadística no paramétrica Wilcoxon Mann-Whitney para *Fc*, *RHL* y  $\bar{P}$  del diafragma durante la inspiración y el esternocleidomastoideo en inspiración y espiración**

Parámetro	Valor p		
	Dia (insp)	Strn (insp)	Strn (esp)
<i>Fc</i>	0,0159	0,0079	0,0095
<i>RHL</i>	0,0079	0,0317	0,0095
$\bar{P}$	0,3095	0,3095	0,0381

Dia: diafragma. Strn: esternocleidomastoideo. Insp: inspiración. Esp: espiración

Las medidas de tendencia central, *Fc* y *RHL*, utilizadas como indicadores del desplazamiento de la densidad espectral de potencia, y la  $\bar{P}$ , utilizada como indicador de la energía promedio en la fase respiratoria de interés, logran clasificar a la población en diferentes categorías, a saber: 1) sujetos que incrementaron el trabajo de los dos músculos en todo el ciclo respiratorio (voluntarios 6 y 8); 2) individuos en quienes aumentó la actividad en solo uno de los músculos (grupos B y D); 3) voluntarios que presentaron un marcado aumento del trabajo muscular solo en la espiración (grupo F). En el grupo B se presentó un incremento de los parámetros a medida que aumentaba la PEEP (figura 4), generando un desplazamiento del espectro hacia la derecha. Lo anterior indica que dichos sujetos requirieron mayor actividad del diafragma durante la inspiración, lo cual se traduce en mayor trabajo respiratorio. En algunos casos, como en los voluntarios 6 y 8 (figura 5d), se presentó actividad en el esternocleidomastoideo no solo en la inspiración, sino también en la espiración, lo que podría indicar, con base en lo planteado por otros autores, que el diafragma se encontraba en un alto nivel de esfuerzo que puede conducir a la fatiga (11), lo cual exige la participación de otros músculos.

Este trabajo muestra la utilidad de la electromiografía de superficie como técnica no invasiva para la

caracterización de individuos bajo ventilación mecánica no invasiva, cuyo estado muscular se desconoce. Su extrapolación a personas sanas cuyo estado metabólico se conozca y a pacientes ventilados mecánicamente con diferentes niveles de PEEP resultaría de gran interés clínico como soporte para el diagnóstico de pacientes críticos de los que se desconoce la situación muscular y para los que el ajuste de la PEEP implica dificultades. Con estudios exhaustivos basados en los datos aquí presentados, el ajuste de la PEEP y otros parámetros de la ventilación mecánica se podría hacer con más información que la disponible en la actualidad y de forma más precisa, lo cual redundaría en la calidad de vida de miles de personas que requieren ventilación mecánica. Como en cualquier estudio de estas características, ampliar la base de datos es una condición necesaria para estudios futuros, así como la inclusión de nuevas variables y técnicas avanzadas de procesamiento que permitan obtener índices más confiables del trabajo respiratorio del paciente.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Esteban A, Frutos F, Tobin MJ, Alía I, Solsona JF, Valverde V, et al. A comparison of four methods of weaning patients from mechanical ventilation.

- N Engl J Med. 1995 Feb;332(6):2-7. DOI 10.1056/NEJM199502093320601.
2. Osorio Bonilla JA, Franco Granillo J, Martínez Sánchez J, Elizalde González JJ. Trabajo respiratorio según el grado de sensibilidad de disparo por flujo en pacientes con ventilación en soporte por presión. *Rev Asoc Mex Med Crit y Ter Int.* 1998 May-Jun;12(3):95-101.
  3. Monge García MI, Gil Cano A, Gracia Romero M, Díaz Monrové JC. Cambios respiratorios y hemodinámicos durante una maniobra de reclutamiento pulmonar mediante incrementos y decrementos progresivos de PEEP. *Med Intensiva.* 2012 Mar;36(2):77-88. DOI 10.1016/j.medin.2011.08.008.
  4. Acosta P, Santisbon E, Varon J. The use of positive end-expiratory pressure in mechanical ventilation. *Crit Care Clin.* 2007 Apr;23(2):251-61.
  5. Ortiz G, Dueñas C, Lara A, Garay M. La carga de la musculatura respiratoria y el trabajo respiratorio. *AMCI.* 2012 Jun;12 Supl 2:21-41.
  6. Artacho R, García de La Cruz JJ, Panadero JA, Jurado Solís A, Degayón H, Guerrero A. Ventilación mecánica no invasiva. Utilidad clínica en urgencias y emergencias. *Emergencias.* 2000;12:328-36.
  7. Chatburn R, Kacmarek R, Chipman D, Malhotra A. Physical basis of mechanical ventilation. In: Tobin MJ, editor. *Principles & Practice of Mechanical Ventilation.* 2<sup>a</sup> ed. Estados Unidos: McGraw-Hill; 2006. p. 37-129.
  8. Zory R, Molinari F, Knaflitz M, Schena F, Rouard A. Muscle fatigue during cross country sprint assessed by activation patterns and electromyographic signals time-frequency analysis. *Scand J Med Sci Sports.* 2011 Dec;21(6):783-90. DOI 10.1111/j.1600-0838.2010.01124.x.
  9. Maarsingh EJ, van Eykern LA, Sprikkelman AB, Hoekstra MO, van Aalderen WM. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *J Appl Physiol* (1985). 2000 Jun;88(6):1955-61.
  10. Gandevia SC, McKenzie DK, Plassman BL. Activation of human respiratory muscles during different voluntary manoeuvres. *J Physiol.* 1990 Sep;428:387-403.
  11. Mañanas MA, Fiz JA, Morera J, Caminal P. Analyzing dynamic EMG and VMG signals of respiratory muscles. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2001 Nov-Dec;20(6):125-32.
  12. Alonso JF, Mañanas MA, Hoyer D, Topor ZL, Bruce EN. Evaluation of respiratory muscles activity by means of cross mutual information function at different levels of ventilatory effort. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007 Sep;54(9):1573-82.
  13. Bruce EN, Goldman MD. High-frequency oscillations in human respiratory electromyograms during voluntary breathing. *Brain Res.* 1983 Jun;269(2):259-65.
  14. Hodges PW, Gandevia SC. Pitfalls of intramuscular electromyographic recordings from the human costal diaphragm. *Clin Neurophysiol.* 2000 Aug;111(8):1420-4.
  15. Camacho A, Hernández AM, Londoño Z, Serna LY, Mañanas MA. A synchronization system for the analysis of biomedical signals recorded with different devices from mechanically ventilated patients. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2012;2012:1944-7. DOI 10.1109/EMBC.2012.6346335.
  16. De Luca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J Biomech.* 2010 May;43(8):1573-9. DOI 10.1016/j.jbiomech.2010.01.027.
  17. Merletti R, Farina D, Disselhorst-Klug C. Single-Channel Techniques for Information Extraction from the Surface EMG Signal. In: Parker PA, Merletti R, editors. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.* New Jersey: IEEE PRESS; 2004. p. 169-204.
  18. Gao Z, Wu J, Zhou J, Jiang W, Feng L. Design of ECG Signal Acquisition and Processing System. In: *International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology; Macau, China 2012.* IEEE: Macau; 2012. p. 762-4. DOI 10.1109/iCBEB.2012.128.
  19. Lu G, Brittain JS, Holland P, Yianni J, Green AL, Stein JF, et al. Removing ECG noise from surface EMG signals using adaptive filtering. *Neurosci Lett.* 2009 Oct;462(1):14-9. DOI 10.1016/j.neulet.2009.06.063.
  20. Haykin S. Least-Mean-Square Algorithm. In: *Adaptive filter theory.* 5<sup>th</sup> ed. New Jersey: Pearson Education; 2014. p. 365-439.
  21. Proakis JG, Manolakis DG. Filtros Adaptativos. En: *Tratamiento Digital de Señales.* 4<sup>a</sup> ed. Madrid: Pearson Prentice Hall; 2007. p. 785-850.
  22. Gross D, Grassino A, Ross WR, Macklem PT. Electromyogram pattern of diaphragmatic fatigue. *J Appl Physiol.* 1979 Jan;46(1):1-7.