

DISCRIMINACIÓN DE PATRONES VENTILATORIOS POR MEDIO DE IMPEDANCIA BIOELÉCTRICA

Tapia Rodríguez, Fátima Guadalupe (1), Vargas Luna, Francisco Miguel (2)

1 Licenciatura en Ingeniería Biomédica, Universidad de Guanajuato | Dirección de correo electrónico: tapiarf2013@licifug.ugto.mx

2 Departamento de Ingeniería Física, División de Ciencias e Ingenierías, Campus León, Universidad de Guanajuato | Dirección de correo electrónico: mvargas@fisica.ugto.mx

Resumen

La ventilación pulmonar se monitorea principalmente por medio de espirometría o neumotacometría. El parámetro usual a considerar es el volumen tidal en diferentes circunstancias. Por otro lado, poco se ha estudiado respecto al comportamiento de la señal respiratoria, ya sea por su espectro en frecuencia o por otros medios estadísticos como métodos no lineales, o fractales (vg DFA: análisis de fluctuaciones sin tendencia). En este estudio, se analizaron patrones respiratorios de 17 sujetos con neumotacómetro e impedancia eléctrica, por medio de análisis de fluctuaciones sin tendencia. Se observó que el hecho de medir simultáneamente con neumotacómetro, afecta el índice alfa de la señal de impedancia lo que es razonable dado que el neumotacómetro fuerza una respiración bucal. Asimismo se encontró una relación con el índice de masa corporal de estos parámetros principalmente en las mediciones con impedancia lo que también es entendible dado que la grasa corporal afecta la impedancia torácica. Con un análisis de fluctuaciones sin tendencia se logró evidenciar las diferencias de la respiración bucal y nasal así como la influencia del índice de masa corporal en el patrón ventilatorio.

Abstract

Pulmonary ventilation is monitored primarily by spirometry or pneumotacometry. The usual parameter to consider is the tidal volume in different circumstances. Little has been investigated regarding the behavior of the respiratory signal, either by its frequency spectrum or by other means as nonlinear statistical methods, or fractals (eg DFA detrended fluctuation analysis). In this study, breathing patterns of 17 subjects with pneumotacometry and electrical impedance were analyzed by detrended fluctuation analysis. It was observed that the simultaneous measurement of electrical bioimpedance and pneumotacometry affects the alpha index of the impedance signal, which is reasonable since the pneumotacometry implies mouth breathing. A relationship with the body mass index of these parameters primarily using electrical bioimpedance was found, what is also understandable because body fat affects the thoracic impedance. With the use of detrended fluctuation analysis the oral and nasal breathing differences were exposed, as well as the influence of body mass index in the breathing pattern.

Palabras Clave

ventilación pulmonar; impedancia bioeléctrica; DFA; análisis de señales.

INTRODUCCIÓN

La mortalidad relacionada con fallas respiratorias agudas es significativa, tomando en cuenta el hecho de que los inesperados fallos cardíacos, frecuentemente son precedidos o se combinan con fallos respiratorios. El fallo respiratorio puede ser difícil de predecir. Este puede convertirse en una amenaza para la vida tan sólo en unos minutos o puede desarrollarse lentamente [1]. Por tanto, la continua monitorización – objetiva y confiable – de la actividad respiratoria o patrón ventilatorio es una necesidad bien conocida en la clínica.

Con la evaluación del patrón respiratorio se logra identificar o predecir situaciones de alto riesgo y patologías respiratorias. Es posible detectar comportamiento neuronal y alteraciones neuromusculares sufridas por el paciente, así como valorar la influencia del órgano de regulación central o periférico de la respiración.

Las técnicas para el monitoreo de la respiración pueden clasificarse en: dispositivos que miden movimiento, volumen o composición de los tejidos como bioimpedancia pulmonar, electromiografía, fotoplentismografía, medición de contornos torácico y abdominal; dispositivos que miden flujo de aire, entre los que se encuentra sensores de sonido, temperatura, humedad y dióxido de carbono; y aquellos dispositivos que evalúan los cambios de concentración de gases en la sangre, como el pulso-oxímetro [1, 2]. La importancia y la contribución de cada dispositivo recaen en su capacidad para combinar alta sensibilidad con alta especificidad.

En una persona adulta sana, la frecuencia de respiración en reposo, se encuentra entre 12 y 15 respiraciones por minuto, con un volumen corriente (volumen de aire que se inspira o expira en cada respiración normal, también llamado *volumen tidal*) de aproximadamente 500 ml [3].

La señal cardio-respiratoria es fundamental para evaluar la salud de una persona [2]. Hasta ahora la variabilidad cardíaca ha sido estudiada con éxito y existen múltiples artículos donde se muestra la relación entre los estándares cardíacos y ciertas

enfermedades o patologías. A pesar de que los mecanismos neuroautónomos que influyen en el ritmo cardíaco y la presión sanguínea también afectan o son mediados por la respiración [4], poco se conoce acerca del comportamiento de los patrones ventilatorios en personas adultas y mucho menos se sabe del posible efecto que las características antropométricas de la persona tienen sobre la variabilidad respiratoria.

En los hospitales existen diversos sistemas de monitorización de flujo de gas, basados en diferentes principios físicos. El más importante y utilizado es el neumotacómetro; este instrumento permite medir el patrón ventilatorio (respiración). Sin embargo, no es tolerado durante largos periodos de tiempo porque se utiliza una boquilla y un clip que se coloca en la nariz, evitando una respiración normal. Las mediciones obtenidas con este sistema podrían estar alteradas por dichos accesorios.

Debido a lo anterior, el presente estudio propone una técnica alternativa que permita monitorizar el patrón ventilatorio a través de la medición de la llamada *bioimpedancia eléctrica*. Las variaciones en la presión torácica causan variaciones de volumen dentro de los pulmones, lo que a su vez da lugar a variaciones en la impedancia transtorácica [1]. A través de la impedancia bioeléctrica se puede estimar la frecuencia respiratoria y el volumen tidal. Las mayores ventajas de esta técnica respecto a los métodos de evaluación usuales son: 1) bajo costo, 2) nula exposición a radiaciones, 3) inexistente peligro por el uso (daños ocasionados por el uso de corrientes eléctricas) y 4) monitorización durante largos periodos de tiempo sin causar molestias.

En el presente trabajo se realizó la medición del patrón ventilatorio en adultos jóvenes sanos por medio de impedancia bioeléctrica, comparando la señal obtenida con el estándar clínico: el neumotocómetro. Se realizó la caracterización de ambas señales mediante la transformada de Fourier y métodos no lineales, como DFA (Detrended Fluctuation Analysis), con el fin de encontrar indicadores que determinen el patrón ventilatorio de las persona de acuerdo a sus características antropométricas; así como encontrar diferencias entre los indicadores dependiendo de la técnica de medición.

MATERIALES Y MÉTODOS

Participantes

Las mediciones se realizaron a un grupo de 17 adultos jóvenes sanos con un rango de edad de 20–31 años; 14 hombres y 3 mujeres. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado (este trabajo es parte del proyecto aprobado por el comité de bioética de la UG en acta CIBIUG-A-06-201 oficio 014/2015).

Mediciones

Se obtuvo talla, peso, y contornos torácicos y abdominales de cada uno de los participantes.

Se colocaron dos grupos de cuatro electrodos a cada sujeto. El primer grupo fue ubicado a nivel del cuarto-quinto espacio intercostal en la línea coronal media axilar izquierda y derecha, respectivamente. El segundo grupo se ubicó en posición vertical en la espalda a los costados de la columna vertebral (Fig. 1). Antes de comenzar la medición se pidió al participante que se deshiciera de toda prenda, objeto o accesorio de metal que vistiera.

Se registró el patrón ventilatorio por medio de un neumotacómetro y por impedancia bioeléctrica, utilizando un módulo general y el módulo de impedancia eléctrica, respectivamente, del equipo comercial: BIOPAC. La medición se realizó en estado basal, después de 3 minutos de que el sujeto permaneciera de pie.

A cada sujeto se le realizaron 4 mediciones en total, dos para cada configuración de electrodos. La primera medición se realizó con los dos dispositivos (esto implicaba el uso de accesorios del neumotacómetro). En la segunda medición se registró el patrón ventilatorio únicamente con impedancia bioeléctrica.

La adquisición de la señal se obtuvo por medio del software AcqKnowledge proporcionado por el propio equipo BIOPAC (utilizando dos canales), se trabajó con una frecuencia de muestreo de 200 muestras por segundo. La medición de la actividad respiratoria se realizó a lo largo de un minuto.

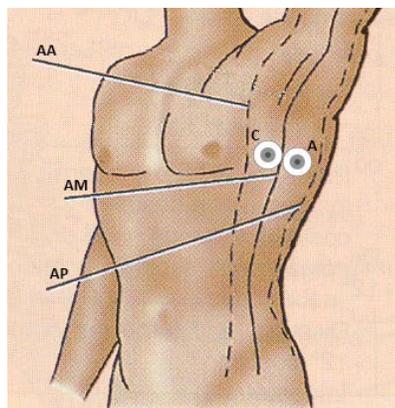
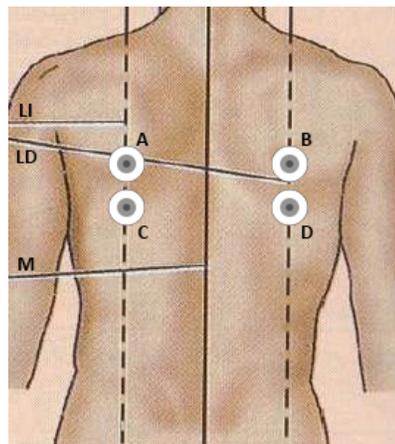


Figura 1: Ubicación de los electrodos. En los electrodos A y B se suministraba una corriente de aproximadamente 400 μ A, mientras que en los electrodos C y D se medía la caída de potencia eléctrica (voltaje).

Procesamiento de señales

Se filtraron ambas señales con un filtro pasa banda de tipo Butterworth con frecuencias de corte de 0.066 y 0.5 Hz, que corresponde a respiraciones con duración de 15 y 1.5 s, respectivamente. Es importante mencionar que la señal obtenida del neumotacómetro se integró para obtener el volumen tidal. Se obtuvo la amplitud total para ambas señales (volumen con neumotacómetro e impedancia), así como el coeficiente de correlación.

Posteriormente se obtuvieron los espectros en el espacio de Fourier, utilizando el método autoregresivo de Yule-Walker. Se realizó el análisis de fluctuaciones sin tendencia (DFA).

Brevemente, a la señal tratada con anterioridad se le restó su media y se integró. Esta señal fue dividida en cajas con n número de muestras y se realizó un ajuste de mínimos cuadrado a la función $y(k)$ dentro de cada caja; la coordenada $y_n(k)$ obtenida del ajuste se denotó como $y_n(k)$ (la tendencia local), y este valor fue sustraído al valor $y(k)$. A continuación se obtuvo la fluctuación en cada caja (1), y se graficó como función del número de muestras en cada una [5].

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2} \quad (1)$$

Finalmente se efectuó un ajuste lineal a la curva de fluctuación, donde la pendiente de la recta se denotó como el factor α .

Análisis estadístico

Utilizando las amplitudes de volumen e impedancia, la frecuencia principal de respiración, así como el factor α en la fluctuación del patrón ventilatorio de cada sujeto, se realizó un análisis estadístico multivariable para encontrar indicadores que caracterizaran dicho patrón en base a las características antropométricas del sujeto.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En las fluctuaciones sin tendencia de la señal de respiración se identificaron dos regímenes delimitados por $N_0=77$ datos (neumotacómetro) y $N_0=125$ datos (impedancia eléctrica). Se obtuvo α_1 para la región $N < N_0$ y α_2 para la región $N > N_0$ en cada caso. Los valores tanto de α_1 como de α_2 , en mediciones con impedancia eléctrica fueron significativamente diferentes ($p < 0.05$) para el caso de uso simultáneo de neumotacómetro comparado con el caso de medición de impedancia sin neumotacómetro (Fig. 2, 3). Esto muestra la influencia del neumotacómetro en la respiración, dado que requiere una respiración bucal.

De los parámetros antropométricos, el IMC (índice de masa corporal) tuvo una correlación estadísticamente significativa con α_1 , para el caso de la configuración de electrodos laterales. En el

caso de los índices del neumotacómetro, las α 's no tuvieron correlación con parámetros antropométricos, sin embargo la variabilidad de la α_1 (obtenida de las mediciones consecutivas de cada individuo) si tuvo una correlación con el IMC de los sujetos. Este resultado es entendible dada la influencia de la grasa corporal en los valores de la impedancia eléctrica torácica. La variabilidad de este parámetro, en el caso del neumotacómetro, debe ser estudiada con mayor detalle (Fig. 4, 5).

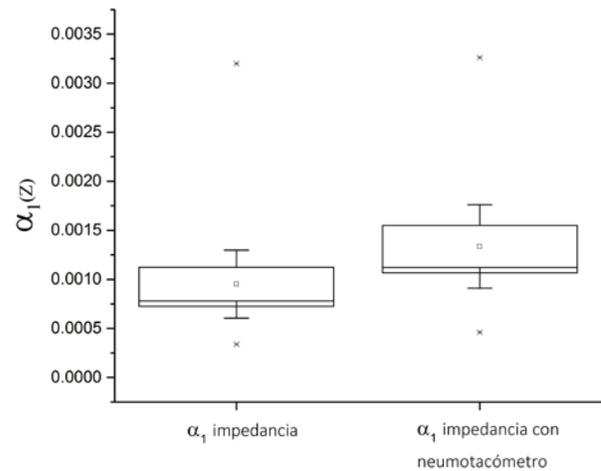


Figura 2: Diferencia significativa en el factor α_1 entre medición de la impedancia eléctrica y la medición simultánea con neumotacómetro.

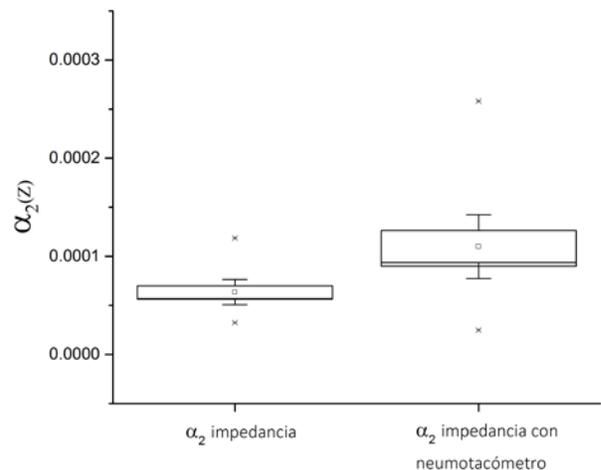


Figura 3: Diferencia significativa en el factor α_2 entre medición de la impedancia eléctrica y la medición simultánea con neumotacómetro.

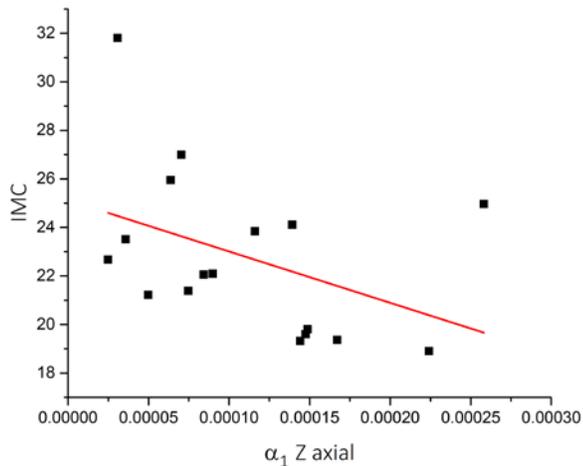


Figura 4: Correlación significativa entre IMC y α_1 de la impedancia medida en los electrodos laterales.

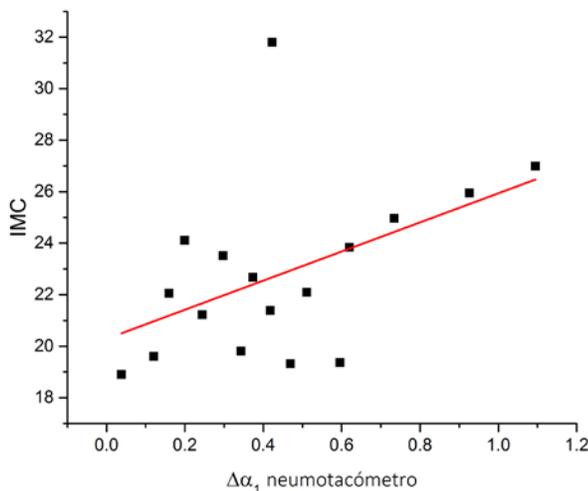


Figura 5: Correlación significativa entre IMC y la variabilidad de α_1 en mediciones consecutivas.

Una regresión múltiple con las α_1 's de las mediciones de impedancia y del neumotacómetro da un resultado estadísticamente significativo con $R^2 = 0.708$ ($R^2_{aj} = 0.662$):

$$IMC = 21.44 + (0.72)\bar{\alpha}_{1N} - (0.84)\bar{\alpha}_{1Z} \quad (2)$$

Los casos de IMC grandes deben estudiarse con mayor detalle y tener mayor estadística, o bien incluir sujetos con problemas respiratorios dado que nuestro sujeto con $IMC > 30$ es un punto extremo pero también reportó problemas asmáticos.

En el caso de la frecuencia dominante de la respiración, no se encontraron diferencias significativas entre las metodologías utilizadas.

CONCLUSIONES

En un análisis de fluctuaciones sin tendencia de las señales del patrón ventilatorio medidas por medio de impedancia bioeléctrica, las α 's en los regímenes de $N > No$ y $N < No$ fueron estadísticamente diferentes en el caso de medición simultánea con neumotacómetro y sin neumotacómetro, evidenciando la influencia de la respiración bucal en contraposición de la respiración nasal.

El parámetro antropométrico IMC tiene influencia en el valor de α_1 en el caso de la configuración de electrodos laterales en impedancia eléctrica y en la variabilidad de α_1 para el caso de mediciones con neumotacometría. Asimismo el parámetro IMC puede ser estimado por regresión múltiple con las α_1 's de ambas metodologías, corroborando la influencia del mismo en la estimación del patrón ventilatorio.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Universidad de Guanajuato por el apoyo recibido durante la estancia de verano y muy especialmente a los voluntarios.

REFERENCIAS

- [1] Folke, M., Cernerud, L., Ekström, M. & Hölk, B. (2003). Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. *Med. Biol. Eng. Comput.* 41, 377-383.
- [2] Hung, P.D., Bonnet, S., Guillemaud, R., Castelli, E. & Yen P.T.N. (2008). ESTIMATION OF RESPIRATORY WAVEFORM USING AN ACCELEROMETER. *Proceedings of the 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 1493-1496.
- [3] Hall, J. E. & Guyton, A. C. (2011). *Tratado de fisiología médica* (12a ed.) Barcelona, España, Elsevier Saunders.
- [4] Peng, C. K., Mietus, J. E., Liu, Y., Lee, C., Hausdorff, J. M., Stanley, H. E., Goldberger A. L. & Lipsitz, L. A. (2002). Quantifying Fractal Dynamics of Human Respiration: Age and Gender Effects. *Ann. Biomed. Eng.* 30, 683-692.