

# Evaluación de la actividad de los músculos inspiratorios mediante señales mecanomiográficas en pacientes con EPOC durante un protocolo de carga incremental

A. Torres Cebrián<sup>1,2</sup>, L. Sarlabous Uranga<sup>1,2</sup>, J. A. Fiz Fernández<sup>2,4</sup>,  
J. Gea Guiral<sup>3</sup>, J. M. Martínez Llorens<sup>3</sup>, J. Morera Prat<sup>4</sup>, R. Jané Campos<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Dept. ESAIL, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España {abel.torres, leonardo.sarlabous, raimon.jane}@upc.edu

<sup>2</sup> Institut de Bioenginyeria de Catalunya (IBEC) y CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Barcelona, España,

<sup>3</sup> Departamento de Medicina Respiratoria, IMIM-Hospital del Mar, UPF, CIBERES, Barcelona, España, {jmartinez,ljgea}@imim.es

<sup>4</sup> Servicio de Neumología, Hospital Germans Trias i Pujol, Badalona, España

## Resumen

*El estudio de señales mecanomiográficas (MMG) de músculos respiratorios es una técnica prometedora para evaluar el esfuerzo muscular respiratorio. En este trabajo se han analizado las señales MMG del músculo diafragma derecho e izquierdo registradas en pacientes con Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC) durante un protocolo de carga incremental. La población de estudio está compuesta por un grupo de 6 pacientes con EPOC severa (FEV1 > 50% ref and DLCO < 50% ref). Se ha obtenido una alta correlación positiva entre la presión inspiratoria máxima (P<sub>Imax</sub>) desarrollada y diferentes parámetros de amplitud de las señales MMG izquierda y derecha (RMS, izquierda: 0.68±0.11 – derecha: 0.69±0.12; entropía de Rényi, izquierda: 0.73±0.10 – derecha: 0.77±0.08; Lempel-Ziv Multiestado, izquierda: 0.73±0.17 – derecha: 0.74±0.08), y una correlación negativa entre la P<sub>Imax</sub> y la frecuencia máxima de la señal MMG (izquierda: -0.39±0.19 – derecha: -0.65±0.09). Además hemos encontrado que la pendiente de la evolución con el incremento de carga de los parámetros de amplitud de la señal MMG, tiene una correlación positiva con el parámetro funcional respiratorio %FEV1/FVC de los 6 pacientes EPOC analizados (RMS, izquierda: 0.38 – derecha: 0.41; entropía de Rényi, izquierda: 0.45 – derecha: 0.63; Lempel-Ziv Multiestado, izquierda: 0.39 – derecha: 0.64). Estos resultados sugieren que la información proporcionada por las señales MMG podría ser utilizada para evaluar el esfuerzo respiratorio y la eficiencia muscular en pacientes EPOC.*

## 1. Introducción

La mecanomiografía es una técnica no invasiva que permite cuantificar las oscilaciones laterales de baja frecuencia e intensidad que se producen en los músculos durante la contracción. Estas oscilaciones son función del cambio de dimensión del músculo debido al acortamiento y/o elongación, y a las pequeñas oscilaciones laterales producidas por la suma de las fibras musculares activas durante la contracción [1]. La señal mecanomiográfica (MMG) ha sido analizada en el dominio temporal y en el dominio frecuencial con la intención de estudiar diversas características de la función muscular. En general, se ha

encontrado un alto coeficiente de correlación positivo entre diversos parámetros de amplitud de la señal MMG y la fuerza producida por el músculo [1]-[7].

La actividad y fatiga muscular respiratoria pueden ser evaluadas mediante la implementación de técnicas que analicen la actividad muscular en amplitud y frecuencia a través de señales MMG de músculos respiratorios. El diafragma es el principal músculo respiratorio responsable de la actividad mecanorespiratoria. En trabajos anteriores, [9]-[14] nuestro grupo ha analizado en un modelo animal (perros), la señal adquirida mediante un sensor capacitivo colocado sobre la superficie de la pared torácica con la intención de registrar la señal MMG del músculo diafragma. En estos trabajos se ha obtenido una correlación positiva entre distintos parámetros de amplitud de la señal MMG diafragmática y el esfuerzo respiratorio evaluado mediante la señal de presión inspiratoria en boca.

En [15] se realizó una extrapolación de estas de las técnicas desarrolladas en modelo animal a señales registradas en una población de pacientes con Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC). En concreto se analizaron señales MMG diafragmáticas de pacientes EPOC severos durante la realización de un test respiratorio de flujo incremental, en que no se alcanzaba la fatiga muscular respiratoria. En pacientes EPOC la función muscular respiratoria y la mecánica de la caja torácica están muy afectadas. La eficiencia muscular está muy disminuida, debido a los cambios en la configuración del espacio toraco-diafragmático producidos por la enfermedad. De esta forma la contracción muscular se hace poco efectiva, gastando grandes cantidades de energía.

El objetivo del presente trabajo es evaluar el comportamiento de diversos parámetros de amplitud y frecuencia de señales MMG diafragmáticas adquiridas durante la realización de test respiratorios con carga inspiratoria incremental en los que se alcance la fatiga muscular respiratoria, con la intención de evaluar la función muscular respiratoria en pacientes con EPOC.

TABLA I  
CARACTERÍSTICAS DE LOS PACIENTES Y PARÁMETROS DEL TEST DE FUNCIÓN PULMONAR

	Edad (años)	Estatura (cm)	Peso (kg)	FEV1%	FVC%	%FEV1/FVC	DLCO%	KCO %
EPOC1	51	166	53	18	49	28.63	18	39
EPOC2	65	162	58	24	42	41.17	38	60
EPOC3	75	167	72	36	52	48.62	42	56
EPOC4	74	164	45	35	56	43.66	44	70
EPOC5	67	173	77	22	43	34.63	42	54
EPOC6	77	166	79	44	62	49.41	63	65
Me ± STD	68.2 ± 9.6	166.3 ± 3.7	64.0 ± 14.0	29.8 ± 10.0	50.7 ± 7.7	41.0 ± 8.1	41.2 ± 14.4	57.3 ± 10.7

FEV1 = Volumen espiratorio forzado en el primer segundo, FVC = capacidad vital forzada, FEV1/FVC = proporción de la capacidad vital forzada exhalada en el primer segundo, DLCO = Capacidad de difusión del monóxido de carbono, KCO = coeficiente de transferencia de monóxido de carbono %= porcentaje con respecto al valor predicho, Me = media, STD = desviación estándar.

## 2. Metodología

### 2.1. Población de estudio

Se analizaron 6 pacientes con EPOC tipo A con antecedentes de tabaquismo diagnosticados mediante espirometría forzada, y TAC de alta resolución demostrativo de enfisema pulmonar. En la Tabla 1 se muestran las características clínicas y los parámetros del test de difusión pulmonar pertenecientes al grupo de pacientes con EPOC.

### 2.2. Señales e instrumentación

Se registraron tres señales: la señal de presión inspiratoria en boca (PI) y las señales MMG de los hemidiafragmas izquierdo y derecho (MMGi y MMGd, respectivamente). La señal PI fue registrada mediante un transductor de presión colocado en el tubo a través del cual respiran los sujetos. Las señales MMGi y MMGd fueron adquiridas mediante dos acelerómetros capacitivos Kistler 8312B2 colocados sobre la superficie de la caja torácica. Dichos acelerómetros fueron posicionados entre el séptimo y el octavo espacios intercostales en la línea axilar anterior derecha e izquierda, con la intención de obtener la señal MMG del hemidiafragma derecho e izquierdo, respectivamente.

Todas las señales fueron amplificadas, filtradas analógicamente, digitalizadas con un sistema de conversión A/D de 12 bits a una frecuencia de muestreo de 4 kHz, y diezadas a una nueva frecuencia de muestreo de 200 Hz.

### 2.3. Protocolo respiratorio

Todos los pacientes realizaron un protocolo con carga inspiratoria incremental. Durante este protocolo el sujeto está sentado y respira por la boca a través de una boquilla y un tubo, con la nariz tapada. Durante la espiración el tubo permite la salida de aire sin obstrucción. Sin embargo, durante la inspiración el tubo queda bloqueado por una válvula en la que se cuelgan pequeños pesos. Para inspirar aire el sujeto debe realizar una presión inspiratoria suficiente para levantar los pesos y abrir la válvula. El test respiratorio empieza con respiración a volumen corriente (sin carga), y cada dos minutos se añaden 50 g de carga (el equivalente a aproximadamente la generación de una presión inspiratoria de 10 cmH<sub>2</sub>O). El test finaliza cuando el sujeto no puede soportar la carga

inspiratoria. De esta forma se consigue que durante el test respiratorio se realice un trabajo respiratorio intenso que conduce a la fatiga muscular respiratoria. Durante la realización de los tests respiratorios el personal médico instruye a los pacientes para que realicen correctamente el protocolo manteniendo constantes el ritmo e intensidad de la actividad respiratoria.

El incremento de la carga inspiratoria provoca un incremento en la presión inspiratoria y un incremento del esfuerzo muscular respiratorio realizado. Este incremento del esfuerzo muscular puede ser evaluado mediante las señales MMG diafragmáticas.

En la Figura 1 se muestra un ejemplo de las señales PI, MMGi y MMGd correspondientes a un test de carga inspiratoria incremental. Como puede observarse, durante el test el esfuerzo respiratorio (evaluado mediante la presión inspiratoria) aumenta aproximadamente 10 cmH<sub>2</sub>O cada 2 minutos.

En la Tabla 2 se muestra la duración, el número de ciclos respiratorios realizados, la carga soportada y la presión inspiratoria máxima alcanzada en cada test respiratorio. Excepto el paciente 6 (EPOC6), cada paciente realizó 2 tests respiratorios con carga incremental.

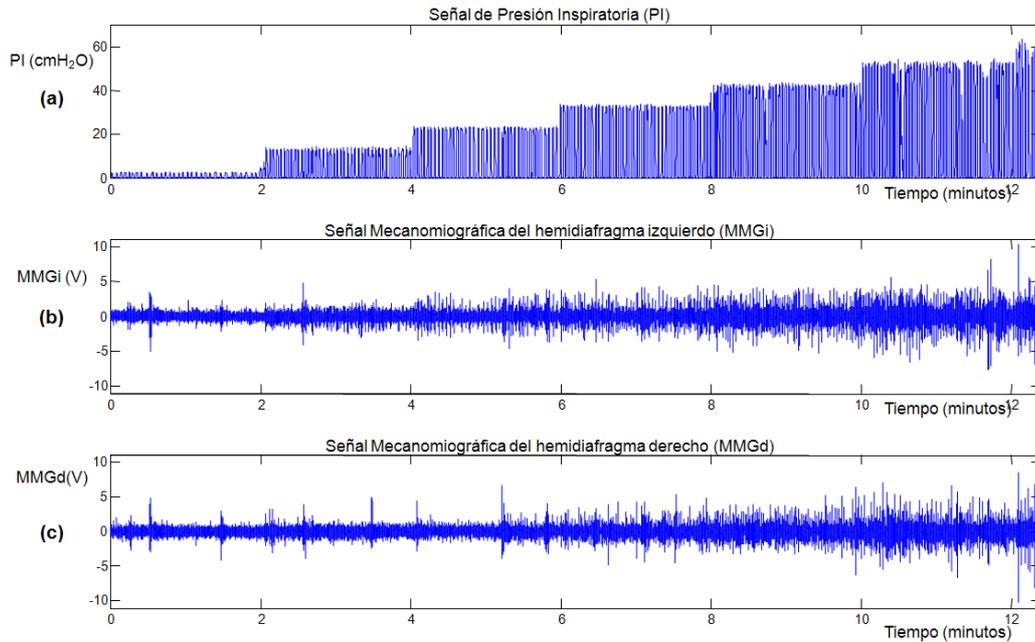
### 2.4. Procesado de señal

La identificación de los ciclos respiratorios y la detección de los tiempos de inicio y fin de contracción

TABLA 2  
DURACIÓN, NÚMERO DE CICLOS, CARGA MÁXIMA SOPORTADA Y PRESIÓN INSPIRATORIA MÁXIMA DESARROLLADAS EN EL TEST RESPIRATORIO

	Duración (s)	Número de ciclos	Carga máxima (g)	Pins máxima (cmH <sub>2</sub> O)
EPOC1a	387	127	100	33.4
EPOC1b	457	143	100	34.7
EPOC2a	677	211	200	54.4
EPOC2b	749	262	250	63.6
EPOC3a	459	191	100	35.3
EPOC3b	622	216	200	56.2
EPOC4a	648	242	200	55.6
EPOC4b	623	256	200	50.2
EPOC5a	384	110	100	30.3
EPOC5b	383	122	100	31.8
EPOC6	290	112	50	24.2
Me ± STD	516.3 ± 151.6	181.1 ± 59.8	145.5 ± 65.0	42.7 ± 13.4

Me = media, STD = desviación estándar.



**Figura 1.** Señales de presión inspiratoria ( $P_{ins}$ ), y señales mecanomiográficas del músculo diafragma izquierdo (MMGi) y derecho (MMGd) correspondientes al protocolo de carga incremental del paciente EPOC2b.

diafragmática se realizaron a partir de la señal de presión inspiratoria en boca (IP). Una vez segmentadas las señales se estimaron dos parámetros en la señal de presión inspiratoria (PI): la presión media ( $PI_{media}$ ) y la presión máxima ( $PI_{maxima}$ ) alcanzadas durante el ciclo respiratorio.

De la señal MMG del músculo diafragma se estimaron los siguientes parámetros: raíz cuadrada del valor cuadrático medio (RMS), entropía de Rényi (H) con un valor  $\alpha=0.5$  [14], complejidad de Lempel-Ziv Multiestado (LZM) [15] con 500 estados y frecuencia máxima ( $f_{max}$ ).

La relación entre los parámetros de la señal de presión inspiratoria ( $PI_{media}$  y  $PI_{maxima}$ ) y los parámetros de la señal MMG diafragmática (RMS, H, LZM y  $f_{max}$ ) obtenidos en cada ciclo respiratorio fue analizada mediante el coeficiente de correlación de *Pearson* en cada test respiratorio.

### 3. Resultados

En la Tabla 3 se muestran los parámetros de correlación entre el parámetro  $PI_{maxima}$  y los parámetros de la señal MMG diafragmática para los 6 pacientes analizados.

Se han obtenido coeficientes de correlación positivos altos para los parámetros de amplitud de la señal MMG, y coeficientes de correlación negativos para la frecuencia máxima del espectro de la señal MMG. Esto significa que, cuando el esfuerzo inspiratorio aumenta se observa un aumento de la amplitud y un desplazamiento hacia bajas frecuencias en las señales MMG. Este comportamiento se observa de forma similar en ambos hemidiafragmas (MMGi y MMGd) y coincide con los resultados obtenidos en un estudio previo [15], en el que se analizó el comportamiento de estas señales durante la implementación de un protocolo respiratorio de flujo incremental (sin cargas inspiratorias).

Al igual que en [15], cuando se compara el comportamiento de los tres parámetros de amplitud analizados (RMS, H y LZM), la entropía (H) es el parámetro con mayor correlación en promedio, y el parámetro RMS tiene un comportamiento peor que la H en todos los test, tal como se concluyó en [13] en un estudio de señales MMG diafragmáticas en modelo animal (perros).

En la Tabla 4 se muestran los coeficientes de correlación

TABLA 3  
COEFICIENTES DE CORRELACIÓN ENTRE LA AMPLITUD DE LA PRESIÓN INSPIRATORIA Y LOS PARÁMETROS DE LA SEÑAL MMG

	MMG Izquierdo				MMG Derecho			
	RMS	H	LZM	$f_{max}$	RMS	H	LZM	$f_{max}$
EPOC1a	0.699	0.760	0.760	-0.599	0.794	0.831	0.760	-0.534
EPOC1b	0.790	0.827	0.820	-0.626	0.805	0.838	0.768	-0.651
EPOC2a	0.738	0.823	0.934	-0.310	0.563	0.671	0.605	-0.707
EPOC2b	0.852	0.870	0.854	-0.268	0.767	0.833	0.800	-0.660
EPOC3a	0.540	0.591	0.688	-0.216	0.570	0.707	0.740	-0.662
EPOC3b	0.693	0.713	0.742	-0.401	0.814	0.878	0.866	-0.848
EPOC4a	0.595	0.692	0.680	-0.528	0.454	0.604	0.613	-0.547
EPOC4b	0.709	0.778	0.783	-0.403	0.662	0.761	0.754	-0.552
EPOC5a	0.660	0.680	0.527	-0.586	0.777	0.816	0.801	-0.626
EPOC5b	0.466	0.542	0.353	0	0.651	0.714	0.693	-0.652
EPOC6	0.743	0.800	0.835	-0.400	0.733	0.791	0.772	-0.727
Me $\pm$ STD	0.681 $\pm$ 0.111	0.734 $\pm$ 0.102	0.725 $\pm$ 0.164	-0.394 $\pm$ 0.190	0.690 $\pm$ 0.120	0.768 $\pm$ 0.084	0.743 $\pm$ 0.079	-0.652 $\pm$ 0.091

RMS = Raíz cuadrática media, H = Entropía de Rényi, LZM = Lempel-Ziv Multiestado,  $f_{max}$  = frecuencia máxima, Me = media, STD = desviación estándar

TABLA IV  
COEFICIENTES DE CORRELACIÓN ENTRE LOS PARÁMETROS DEL TEST DE DIFUSIÓN PULMONAR Y LOS PARÁMETROS DE LA SEÑAL MMG

	MMG Izquierdo				MMG Derecho			
	RMS	H	LZM	fmax	RMS	H	LZM	fmax
FEV1%	0.16	0.33	0.24	-0.02	0.05	0.42	0.42	-0.34
FVC%	-0.17	0.13	0.03	-0.32	-0.39	0.14	0.14	0.15
FEV1/FVC%	0.38	0.45	0.39	0.07	0.41	0.63	0.64	-0.67
DLCO%	0.08	0.08	0.04	0.49	0.05	0.12	0.10	-0.33
KCO%	-0.09	-0.10	-0.19	0.43	0.09	0.19	0.23	-0.49
Me ± STD	0.07 ± 0.22	0.18 ± 0.22	0.10 ± 0.22	0.13 ± 0.33	0.04 ± 0.28	0.39 ± 0.22	0.31 ± 0.22	-0.34 ± 0.30

RMS = Raíz cuadrática media, H = Entropía de Rényi, LZM = Lempel-Ziv Multiestado, fmax = frecuencia máxima, FEV1 = Volumen espiratorio forzado sobre el primer segundo, FVC = Capacidad vital forzada, FEV1/FVC = Proporción de la capacidad vital forzada exhalada en el primer segundo, DLCO = Difusión pulmonar para el monóxido de carbono, KCO = Coeficiente de transferencia de monóxido de carbono, %= porcentaje con respecto al valor predicho, Me = media, STD = desviación estándar.

entre la pendiente de la evolución con el incremento de presión inspiratoria de los parámetros extraídos de las señales MMG y los parámetros de las pruebas funcionales respiratorias (FEV1%, FVC%, FEV1/FVC%, DLCO%, y KCO%) para los 6 pacientes EPOC analizados.

#### 4. Conclusiones

En este trabajo se han analizado las señales mecanomiográficas del músculo diafragma derecho e izquierdo (MMGd e MMGi, respectivamente) registradas durante un protocolo respiratorio con carga inspiratoria incremental en una población de pacientes con EPOC. Se ha observado que, al igual que en [15], los incrementos de presión inspiratoria que se producen durante el test están correlacionados con incrementos de amplitud y desplazamientos hacia bajas frecuencias en las señales MMG respiratorias.

Sin embargo, a diferencia de [15], en este estudio no se ha encontrado una relación tan directa entre la pendiente de las variaciones de amplitud y frecuencia de las señales MMG con el incremento de presión, y la severidad obstructiva de los pacientes con EPOC. Tan sólo en el parámetro FEV1/FVC% se ha visto que la pendiente del incremento de amplitud era ligeramente inferior en los pacientes EPOC más severos.

Los resultados obtenidos en este trabajo sugieren que la información que proporcionan las señales MMG de músculos respiratorios podría ser utilizada para evaluar el esfuerzo muscular respiratorio y la eficiencia muscular en pacientes con EPOC.

#### Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado parcialmente por una beca AECID del MAEC de España y por el proyecto TEC2007-68076-C02-01 del MICINN de España.

#### Referencias

- [1] C. Orizio, "Muscle Sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21, pp. 201-243, 1993
- [2] M. Petitjean, B. Maton, and J.-C. Cnockaert, "Evaluation of human dynamic contraction by phonomyography," *J. Appl. Physiol.*, 73, pp. 2567-2573, 1992
- [3] D. B. Smith, T. J. Housh, G. O. Johnson, T. K. Evetovixh, K. T. Ebersole, and S. R. Perry, "Mechanomyographic and electromyographic responses to eccentric and concentric

isokinetic muscle actions of the biceps brachii", *Muscle & Nerve*, 21, pp. 1438-1444, 1998

- [4] J. Celichowski, K. Grottel, and E. Bichler, "Relationship between mechanomyogram signals and changes in force of human forefinger flexor muscles during voluntary contraction", *Eur. J. Appl. Physiol.*, 78, pp. 283-288, 1998
- [5] C. Orizio, R. V. Baratta, B. He Zhou, M. Solomonow, and A. Veicsteinas, "Force and surface mechanomyogram frequency responses in cat gastrocnemius", *J. Biomech.*, 33, pp. 427-433, 2000
- [6] M. J. Stokes and P. A. Dalton, "Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle," *J. Neurol. Sci.*, 101, pp.163-167, 1991.
- [7] F. Esposito, D. Malgrati, A. Veicsteinas and C. Orizio, "Time and frequency domain analysis of electromyogram and soundmyogram in the elderly," *Eur. J. Appl. Physiol.*, 73, pp.503-510, 1996.
- [8] G. O. Matheson, L. Maffey-Ward, M. Mooney, K. Ladly, K. Fung and Y. Zhang, "Vibromyography as a quantitative measure muscle force production," *Scand. J. Rehabil. Med.*, 29, pp.29-35, 1997.
- [9] A. Torres, J.A. Fiz, J. Morera, A.E. Grassino, and R. Jané, "Non-Invasive Measurement of Diaphragmatic Contraction Time in Dogs," 23th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2001.
- [10] A. Torres, J.A. Fiz, J. Morera, A.E. Grassino, and R. Jané, "Time-Frequency representations of the diaphragmatic movement measured by a surface piezoelectric contact sensor in dogs," 25th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2003.
- [11] A. Torres, J.A. Fiz, B. Galdiz, J. Gea, and R. Jané, "Non invasive assessment of respiratory muscle effort by means the study of diaphragm movement registered with surface sensors. Animal model (dogs)," 26th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2004
- [12] A. Torres, J.A. Fiz, B. Galdiz, J. Gea, J. Morera and R. Jané, "A Wavelet Multiscale Based Method to Separate the High and Low Frequency Components of Mechanomyographic Signals," 27th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2005
- [13] A. Torres, J.A. Fiz, B. Galdiz, J. Gea, J. Morera and R. Jané, "Inspiratory Pressure Evaluation by means of the Entropy of Respiratory Mechanomyographic Signals," 28th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2006
- [14] A. Torres, J.A. Fiz, R. Jané, E. Laciár, B. Galdiz, J. Gea and J. Morera, "Rényi Entropy and Lempel-Ziv Complexity of Mechanomyographic Recordings of Diaphragm Muscle as Indexes of Respiratory Effort," 30th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2008
- [15] L. Sarlabous, A. Torres, J.A. Fiz, J. Gea, B. Galdiz and R. Jané, "Multistate Lempel-Ziv Index Interpretation as a Measure of Amplitude and Complexity Changes," 31th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2009