

Estudio de la Actividad Muscular Respiratoria Mediante el Análisis de la Información Mútua

Joan F. Alonso

Dpto. Ing. Sist., Autom. e Inf. Ind. (CREB), UPC, Pau Gargallo 5, 08028, Barcelona, jfalonso@creb.upc.es

Miquel A. Mañanas

Dpto. Ing. Sist., Autom. e Inf. Ind. (CREB), UPC, Pau Gargallo 5, 08028, Barcelona, manyanas@creb.upc.es

Dirk Hoyer

Institute for Pathophysiology, Friedrich Schiller University, Jena, Alemania

Zbigniew L. Topor

Laboratory of Respiratory Dynamics, University of Kentucky, Kentucky, EUA

Eugene N. Bruce

Laboratory of Respiratory Dynamics, University of Kentucky, Kentucky, EUA

Resumen

La estimación fiable de la actividad muscular respiratoria es especialmente importante en pacientes con síndrome de apnea obstructiva del sueño (SAOS). La evaluación de las interacciones entre los diferentes músculos es muy útil para determinar el patrón muscular en situaciones de ejercicio. Estas interacciones se han estudiado mediante diferentes técnicas lineales como son el espectro cruzado, la coherencia espectral y la correlación cruzada.

El objetivo de este trabajo es estudiar las interacciones y acoplamientos entre señales respiratorias y musculares a través del análisis no lineal mediante la función de información mutua cruzada (FIMC), y averiguar qué tipo de información se puede extraer de ella. Se definen y calculan algunos parámetros a partir de la FIMC de señales ventilatorias y miográficas de tres músculos respiratorios. Asimismo, se espera que las interacciones sean diferentes entre los pacientes con SAOS y los sujetos sanos.

Palabras Clave: Electromiografía, actividad muscular, enfermedad pulmonar, información mutua, vibromiografía.

1 INTRODUCCIÓN

El análisis de la actividad muscular respiratoria constituye una herramienta interesante para la evaluación de enfermedades pulmonares, como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica [10] o el síndrome de apnea obstructiva del sueño (SAOS) [7][9].

Las señales electromiográfica (EMG) y vibromiográfica (VMG) están relacionadas con la actividad muscular eléctrica y mecánica, respectivamente. Parámetros calculados a partir de estas señales miográficas indican actividad y fatiga musculares durante esfuerzos respiratorios normales e incrementales [2][12][13]. El estudio de la interacción entre músculos es muy útil para determinar el patrón muscular durante ejercicio. Estas interacciones ya han sido evaluadas mediante diferentes técnicas lineales como pueden ser: el espectro cruzado entre señales EMG [9] y entre señales EMG y VMG para estimar el acoplamiento electro-mecánico [2][9]; la coherencia espectral [4]; y la correlación cruzada [8]. Sin embargo, aunque estas técnicas proporcionan información interesante sobre el funcionamiento de los músculos y los acoplamientos lineales, no se tienen en cuenta las interacciones no lineales. De la misma manera que se sabe que la generación del ritmo respiratorio tiene lugar a través un oscilador no lineal, se puede pensar que la activación de los diferentes músculos respiratorios también se produce mediante mecanismos no lineales.

El análisis mediante Información Mutua (IM) representa un método general para detectar dependencias estadísticas lineales y no lineales entre series temporales y puede considerarse una alternativa al conocido análisis mediante correlación. La Información Mutua Cruzada (IMC) es una función estadística que proporciona una cuantificación de las componentes lineal y no lineal del acoplamiento entre variables y se basa en la entropía de Shannon [1]. Podemos decir, a modo de explicación, que la función de IM evalúa las dependencias temporales en términos de transferencia de información. Si se consigue suficien-

te resolución, tanto temporal como en amplitud, la IM es independiente del margen dinámico de las señales. La única suposición que se realiza para el análisis de los datos es que las señales registradas se pueden considerar realizaciones de procesos estocásticos ergódicos. El análisis mediante IMC ha sido utilizado en los últimos años para evaluar coordinaciones en el sistema cardiorrespiratorio [1][3][11]. No obstante, todavía no ha sido aplicado a señales miográficas.

El objetivo de este trabajo es estudiar interacciones y acoplamientos entre señales respiratorias y musculares a través del análisis no lineal mediante la función de información mutua cruzada (FIMC), y averiguar qué tipo de información se puede extraer de ella. Además, se espera que dichas interacciones sean diferentes entre los pacientes con SAOS y los sujetos sanos, puesto que cambios en la mecánica pulmonar pueden alterar las propiedades musculares y entonces podría cambiar el acoplamiento electro-mecánico.

2 MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 SEÑALES E INSTRUMENTACIÓN

Se han estudiado ocho pacientes con SAOS estable [edad (año): 53.8 ± 10.5 ; altura (cm): 177 ± 8.2 ; peso (kg): 96.4 ± 19.2] y once sujetos normales [edad (año): 41.7 ± 4.3 ; altura (cm): 176.6 ± 1 ; peso (kg): 82.4 ± 8.9].

La señal de flujo (F) se adquirió con un neumatógrafo (Valydine-CD257). La señal de presión inspiratoria (P) se registró mediante una galga extensiométrica (COBE) y un módulo desmodulador de portadora (Valydine-CD19A). Se adquirieron simultáneamente tres señales EMG de superficie y dos VMG correspondientes a tres músculos respiratorios: el geniogloso en la zona submental (SEMG-GEN, VMG-GEN), el esternocleidomastoideo (SEMG-ECM, VMG-ECM) y, finalmente, el diafragma (SEMG-DIA). Las señales SEMG se adquirieron con dos electrodos (Ag-AgCl) y para las señales VMG se utilizaron acelerómetros (Entran EGA-10).

2.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Durante el experimento, los sujetos se encontraban en posición supina y respiraban a través de una máscara nasal conectada a una válvula respiratoria de baja resistencia. La vía inspiratoria de la válvula estaba conectada a una fuente externa de presión negativa. El protocolo empezaba con el sujeto respirando sin

presión externa. A continuación se aplicaba la presión negativa, disminuyendo su valor, cada 90 segundos, en $7\text{cm H}_2\text{O}$ hasta que el sujeto no podía continuar el ejercicio. La máxima presión en valor absoluto alcanzada en la prueba se define como máxima presión soportada (MPS). Para cada sujeto, la presión en cada paso de este protocolo incremental (PI) se expresa como un porcentaje de la MPS.

Una vez realizada esta prueba incremental, y después de un periodo de descanso, el sujeto llevaba a cabo una prueba de resistencia o protocolo mantenido (PM) respirando hasta la fatiga con una presión externa correspondiente al 80% de la MPS. La duración de este test se define como el tiempo de duración total (TDT).

2.3 PREPROCESADO Y CÁLCULO DE LA FIMC

Se seleccionan y analizan ciclos respiratorios representativos para cada nivel de presión externa en el PI y para cinco periodos del PM (0, 25, 50, 75 y 100% del TDT).

Las señales EMG y VMG se rectifican en onda completa, se desmodulan mediante un filtro de media móvil de 400 milisegundos y posteriormente se realiza un cambio de frecuencia de muestreo, siendo el valor final de ésta igual a 20 Hz [5].

A continuación se lleva a cabo una transformación de la serie temporal mediante la sustitución de las muestras por sus rangos [1]. Esta transformación proporciona un cálculo más eficiente de la FIMC posterior y reduce la sensibilidad al ruido. Por lo tanto se obtienen y normalizan las series numéricas de rangos correspondientes a cada señal respiratoria y muscular. Estas series tienen distribución uniforme en el intervalo $[0,1]$.

La FIMC puede considerarse el equivalente no lineal de la función de correlación cruzada. La cantidad de información que es común en dos señales, para cuan-

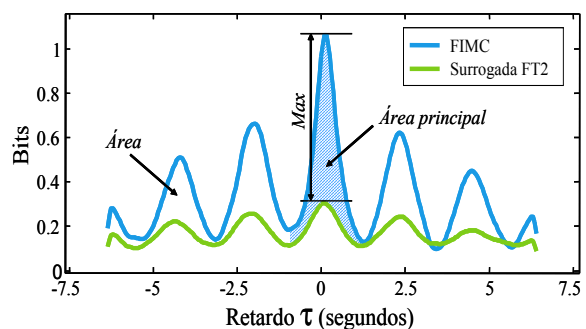


Fig. 1. Parámetros de interés de una función IMC

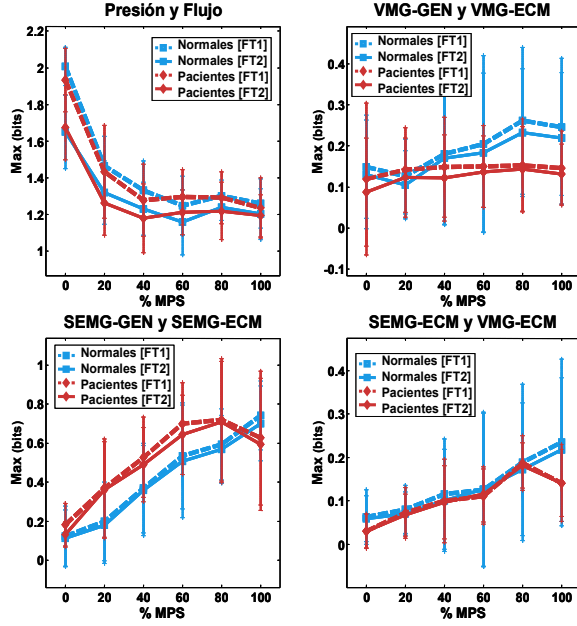


Fig. 2. Parámetro Max de la FIMC para ambas poblaciones obtenido con los dos tipos de datos surrogados. Se muestran cuatro tipos de pares de señales en el PI.

tificar el acoplamiento entre dos señales $\xi(t)$ y $\eta(t+\tau)$, se calcula siguiendo la ecuación siguiente [3]:

$$I(\xi, \eta) \equiv H(\eta) - [H((\xi, \eta)) - H(\xi)] \quad (1)$$

donde $H(\eta)$ representa la incertidumbre a priori respecto a η , y $H((\xi, \eta)) - H(\xi)$ es la incertidumbre a pos-

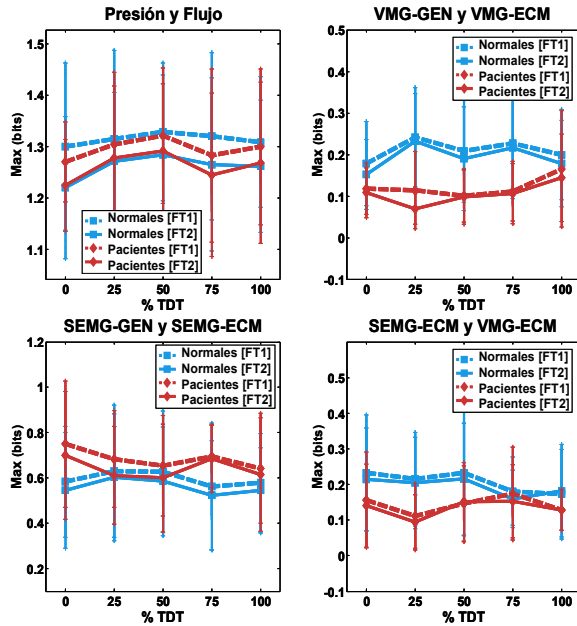


Fig. 3. Parámetro Max de la FIMC para ambas poblaciones obtenido con los dos tipos de datos surrogados. Se muestran cuatro tipos de pares de señales en el PM.

teriori, respecto a η si ξ es conocida, restante.

H es la entropía de Shannon, que se define de la forma siguiente [3]:

$$H(\xi) = -\sum_{a=1}^A p_a \log_2(p_a) \quad (2)$$

para una distribución discreta $\{p_a\}$ de cualquier variable aleatoria ξ , cuando se utilizan A niveles para estimar el histograma normalizado. El proceso de sustitución de las muestras por sus rangos normaliza la función de IM a $\log_2(A)$. En este estudio el valor de A utilizado es 8.

Finalmente, se calcula la IMC en función del retardo (τ) repitiendo el cálculo para cada valor deseado de τ (desde $\tau=0$ a 140 muestras, lo que corresponde a 7 segundos de señal).

2.4 DATOS SURROGADOS

En general, los datos surrogados son datos generados artificialmente que conservan propiedades estadísticas de los datos bajo estudio, pero no la propiedad que se está estudiando. Para el caso de no linealidad, los datos surrogados tienen la misma densidad espectral de potencia y la misma autocorrelación que los datos originales [11]. En este estudio se utilizan dos tipos de datos surrogados a fin de evaluar de forma separada las interacciones lineales y no lineales:

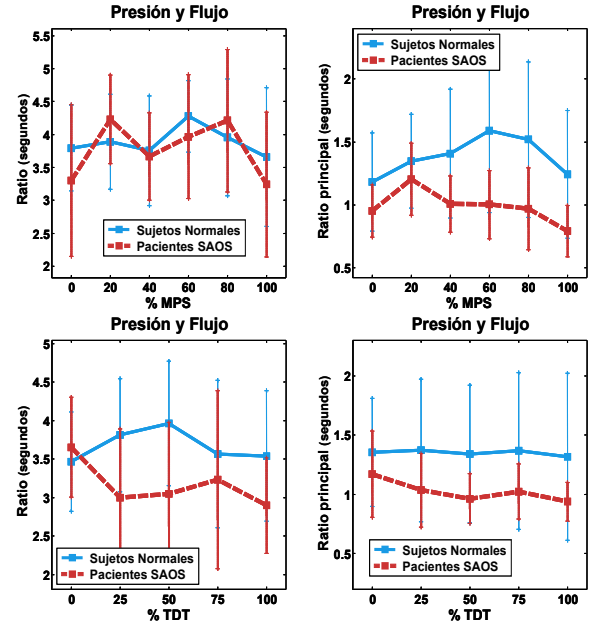


Fig. 4. $Area$, $Area$ principal, $Ratio$ y $Ratio$ principal de la FIMC entre presión y flujo. Se muestran dichos parámetros durante el PI (las cuatro gráficas superiores) y durante el PM (las cuatro inferiores)

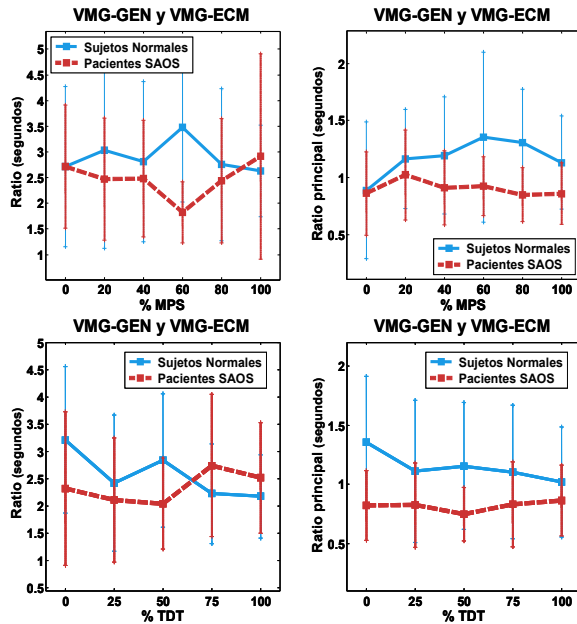


Fig. 5. Parámetros *Ratio* y *Ratio principal* de la FIMC entre señales VMG. Se muestran los parámetros durante el PI (gráficas superiores) y durante el PM (gráficas inferiores)

1) *Datos surrogados FT1*. Se generan independientemente para cada una de las dos componentes de la serie bivariada en estudio. Son realizaciones de procesos estocásticos lineales con la misma densidad espectral de potencia que las series bajo estudio. Este tipo de datos surrogados se obtiene calculando la Transformada de Fourier (TF) de las series, manteniendo las magnitudes y aleatorizando las fases. Finalmente se aplica una TF inversa. Los datos surrogados FT1 proporcionan la hipótesis nula de dos procesos estocásticos lineales que oscilan asincrónicamente con las mismas frecuencias que las series originales.

2) Los *datos surrogados FT2* son realizaciones de un proceso estocástico lineal bivariado que conserva los espectros individuales de ambas componentes de la serie bivariada original, así como su espectro cruzado. En este caso, las fases se aleatorizan de forma síncrona. Los datos surrogados FT2 representan el caso de posible sincronización estocástica lineal, que se rechaza cuando tenemos sistemas no lineales sincronizados en fase.

Ambos métodos no son equivalentes, pues el segundo tiene en cuenta sincronizaciones entre sistemas.

Además, se aplican transformaciones y restauraciones de histograma, antes y después de la generación de los datos surrogados, para evitar el efecto causado por cambios en las distribuciones de amplitud [11].

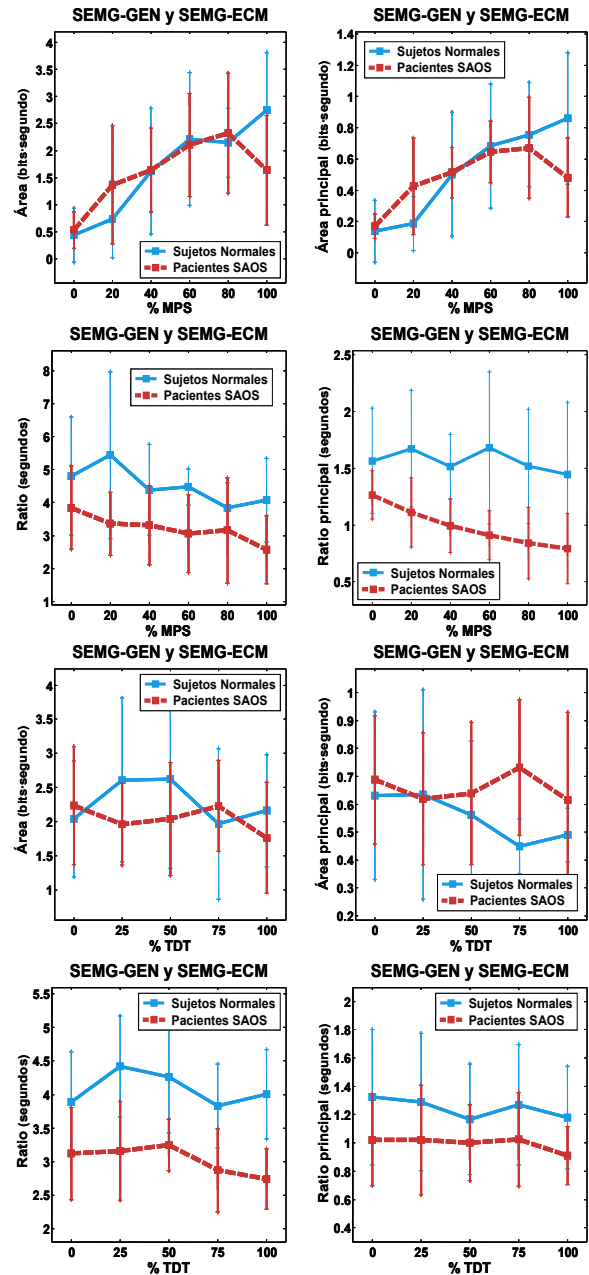


Fig. 6. *Area*, *Area principal*, *Ratio* y *Ratio principal* de la FIMC entre señales EMG. Se muestran los parámetros durante el PI (las cuatro gráficas superiores) y durante el PM (las cuatro inferiores)

En este trabajo se obtuvo una FIMC surrogada mediante el promedio de diez funciones calculadas a partir de pares surrogados correspondientes a cada par de señales analizado. Antes del cálculo de parámetros característicos de la FIMC, se restó a la FIMC original el promedio de estas diez funciones IMC surrogadas.

Cabe notar que la FIMC resultante de la substracción de la surrogada FT1 proporciona información sobre acoplamientos lineales y no lineales mientras que la obtenida mediante la resta de la surrogada FT2 sola-

mente tiene en cuenta interacciones no lineales entre señales. De aquí en adelante el término IMC se refiere a la función resultante de esta resta.

2.5 PARÁMETROS DE INTERÉS

Con la finalidad de cuantificar y reducir la información esencial contenida en la FIMC se calculan algunos parámetros. Un parámetro útil puede ser el valor máximo de la curva de la función IMC, pero también hay otras medidas fundamentales como la pendiente de la FIMC desde $\tau=0$ hasta un valor cercano apropiado, el área total bajo la curva, etc. [3]. En este estudio se han calculado los siguientes parámetros (véase Fig. 1):

- 1) *Valor máximo de la FIMC alrededor de $\tau=0$ (Max)*. La FIMC alcanza su valor máximo alrededor del origen de los retardos porque las señales procesadas son en parte periódicas y deterministas.
- 2) *Área total bajo la curva (Área)*, como una medida de la potencia de acoplamiento entre dos instantes fijados.
- 3) *Ratio entre el área total y el máximo (Ratio)*. Corresponde al intervalo de retardo equivalente y está relacionado con la distribución de la potencia de acoplamiento a lo largo del eje de retardos.
- 4) *Área bajo el lóbulo principal de la FIMC (Área principal)*. También es una medida de acoplamiento, pero depende de la frecuencia respiratoria de cada sujeto. La FIMC presenta máximos locales secundarios debidos a la periodicidad de las señales durante la respiración a ciertos niveles de esfuerzo. Existen lóbulos secundarios localizados en $\tau = k \cdot T_r/2$, siendo T_r el periodo respiratorio y suponiendo que el máximo se encuentra en $\tau = 0$. El área bajo el lóbulo principal se obtiene integrando entre $-T_r/4$ y $T_r/4$.
- 5) *Ratio entre el área del lóbulo principal y el máximo (Ratio principal)*. También se corresponde con un intervalo de retardo equivalente, pero el efecto de las diferentes frecuencias respiratorias en cada sujeto se ha eliminado, al igual que con el parámetro *Área principal*.

3 RESULTADOS

En la Fig. 2 se observa el parámetro *Max*, en media y desviación estándar, obtenido con FT1 y FT2 para ambas poblaciones (pacientes con SAOS y sujetos normales) durante el PI. Se muestran ejemplos de

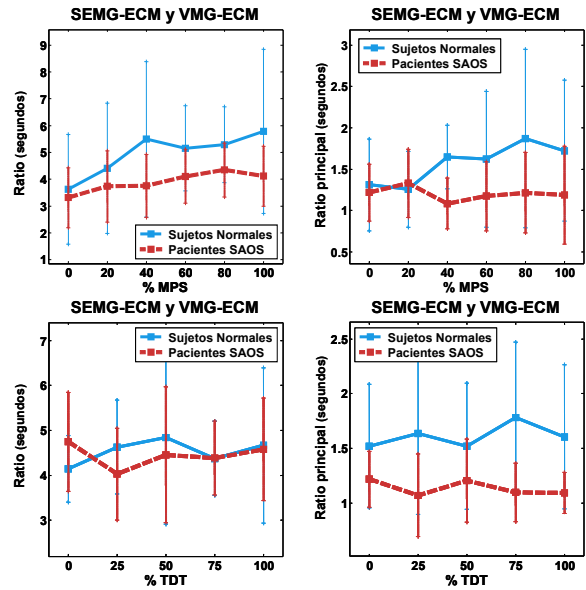


Fig. 7. *Área, Área principal, Ratio y Ratio principal* de la FIMC entre señales EMG y VMG. Se muestran los parámetros durante el PI (las cuatro gráficas superiores) y durante el PM (las cuatro inferiores)

cada tipo de pareja de señales (P-F, VMG-VMG, EMG-EMG y EMG-VMG). El parámetro *Max* presenta una clara tendencia decreciente con el esfuerzo en el caso P-F. En el caso EMG-EMG, en cambio, podemos ver un claro incremento con el esfuerzo. También puede verse un ligero incremento con las parejas VMG-VMG y EMG-VMG. Las diferencias entre ambos tipos de datos surrogados solamente se encuentran con la pareja P-F, especialmente a niveles bajos y medios de esfuerzo. La Fig. 3 presenta las mismas gráficas, pero para el PM. En este caso también se encuentran diferencias entre ambos tipos de datos surrogados únicamente entre las señales P y F.

En todas las otras parejas de señales los parámetros son muy similares en los casos FT1 y FT2, en ambos protocolos. Por lo tanto los resultados y figuras que se muestran a continuación se han calculado con el segundo tipo de datos surrogados.

Los parámetros *Ratio* y *Ratio principal* se muestran en las figuras 4 a 7, en media y desviación estándar, como ejemplos de cada tipo de pareja de señales: P-F, VMG-VMG, EMG-EMG y EMG-VMG respectivamente. La figura 6 también presenta los parámetros *Área* y *Área principal*. En general, los parámetros que tienen en cuenta el ritmo respiratorio de cada sujeto permiten diferenciar mejor, en medias, ambas poblaciones tanto en el caso de las áreas como de las ratios.

Para evaluar las diferencias entre poblaciones se aplica un T-test al parámetro promedio en valores altos

altos de esfuerzo (del 60 al 100% de la MPS) del PI y al promedio de los valores centrales (del 25 al 75% del TDT) en el PM. Se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, principalmente con el parámetro *Ratio principal* obtenido a partir de las señales P y F del PI ($p=0.01$) y del PM ($p=0.1$, n.s.). También con las señales VMG en el PI ($p=0.03$), la pareja EMG-VMG del músculo ECM en el PM ($p=0.03$) y la interacción entre SEMG de los músculos GEN y ECM durante el PI ($p=0.004$). Los parámetros de área no muestran resultados significativos entre las señales SEMG-GEN y SEMG-ECM, pero sí el parámetro *Ratio*, que muestra diferencias en ambos PI y PM ($p=0.04$ y $p=0.001$, respectivamente).

4 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha llevado a cabo un análisis de IMC para estudiar las interacciones entre señales respiratorias y miográficas. La evolución de algunos parámetros calculados a partir de la FIMC durante dos protocolos de ejercicio diferentes proporciona información sobre el acoplamiento.

Mediante el parámetro *Max* se obtienen tendencias opuestas de acoplamiento no lineal entre señales respiratorias y entre señales EMG. Las señales P y F también muestran una reducción del acoplamiento lineal con el aumento del esfuerzo, a causa de la reducción de las diferencias entre las surrogadas FT1 y FT2 en el parámetro *Max*.

Los parámetros *Ratio* y *Ratio principal* son, para todas las parejas de señales, mayores o iguales en el grupo de sujetos normales que en el grupo de pacientes con SAOS, y estas diferencias son estadísticamente significativas en algunos casos. Dichos parámetros permiten separar mejor las dos poblaciones, en general, que los parámetros relacionados con el área. Esto hace suponer que es más importante la distribución en el tiempo de la transferencia de información entre señales que su valor total.

En general, existe una mayor diferencia entre las tendencias de ambas poblaciones cuando se consideran los parámetros en los que se ha eliminado el efecto producido por el ritmo (*Ratio principal* y *Área principal* respecto a *Ratio* y *Área*) y especialmente a niveles medios y altos de esfuerzo y en acoplamientos entre señales EMG.

En resumen, el análisis de IMC proporciona información interesante para diferenciar la función muscular en las poblaciones control y de pacientes.

cular en las poblaciones control y de pacientes.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido subvencionado por becas de la CICYT (TIC2001-2167-C02-01) y la Direcció General de Recerca de la Generalitat de Catalunya (1998BEAI200079) de España y HL40369 del N.I.H. (USA).

Referencias

- [1] B. Pompe, P. Blidh, D. Hoyer, M. Eiselt, "Using mutual information to measure coupling in the cardiorespiratory system," *IEEE Eng. Med & Biol Magazine*, 17(6), pp. 32-39, 1998.
- [2] C. Orizio "Muscle Sound: Bases for the Introduction of a Mechanomyographic Signal in Muscle Studies," *Critical Review in Biomedical Engineering*, 21, pp. 201-243, 1993.
- [3] D. Hoyer, U. Leder, H. Hoyer, B. Pompe, M. Sommer, U. Zwiener, "Mutual information and phase dependencies: measures of reduced nonlinear cardiorespiratory interactions after myocardial infarction," *Med. Eng. & Phys.*, vol. 24, pp. 33-43, 2002.
- [4] E.N. Bruce and L.M. Akerson, "High-Frequency Oscillations in Human Electromyograms during Voluntary Contractions," *J. Neurophysiology*, vol. 56, no 2, pp. 542-553, 1986.
- [5] E.N. Bruce, "Techniques for electromyography of respiratory muscles," in *Techniques in Respiratory Physiology*, A.B. Otis, ed. Excerpta Medica, Amsterdam, 408/1 - 408/19, 1984.
- [6] E.N. Bruce, "Temporal variations in the pattern of breathing," *J. Appl. Physiol*, vol. 80, no 4, pp. 1079-1087, 1996.
- [7] E. Van Lunteren and T. Dick, "Upper airway muscle fiber populations and contractile properties with aging," in *Sleep and respiration in aging adults*, Kuna, Suratt and Remmers Eds. Elsevier, pp. 229-234, 1991.
- [8] M.A. Mañanas, J.A.Fiz, J. Morera and P. Caminal, "Analyzing dynamic EMG and VMG signals of respiratory muscles," *IEEE Eng. Med & Biol Magazine*, 6, p.125-132, 2001.
- [9] M.A. Mañanas, J.F. Alonso, Z. L. Topor, E.N. Bruce, P. Houtz and P. Caminal, "Frequency Parameters from Myographic Signals for the

- Evaluation of Respiratory Muscle Activity during an Increased Ventilatory Effort,” *Proc. Conf. IEEE-EMBS*, CDROM, 2003.
- [10] M.A. Mañanas, R. Jané, J.A.Fiz, J. Morera and P. Caminal, “Time and frequency analysis of signals from the sternomastoid muscle in COPD patients and control group,” *IEEE Trans. on BME*, vol. 2, pp.674-681, 2000.
- [11] M. Palus, D. Hoyer, “Detecting nonlinearity and phase synchronization with surrogate data,” [12] *IEEE Eng. Med & Biol Magazine*, 17(6), pp. 40-45, 1998.
- [13] P. Bonato, G. Gaglitati and M. Knaflitz, “Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions,” *IEEE Eng. Med & Biol Magazine* 15(6), pp. 102-111, 1996.
- [14] R. Merletti and L. Lo Conte, “Advances in processing of surface myoelectric signals, Part 1,” *Med. & Biol. Eng. & Comp.*, vol 33, pp. 362-372, 1995.