

**UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA**

*Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial*

**ANALISIS DE LA ACTIVIDAD  
MUSCULAR RESPIRATORIA  
MEDIANTE TECNICAS TEMPORALES,  
FRECUENCIALES Y ESTADISTICAS**

Autor: Miguel Angel Mañanas Villanueva  
Director: Pere Caminal Magrans

Juny de 1999



UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA

*A Mac i Xavier*

## Agradecimientos

Esta tesis se inició en el marco de un convenio entre el *Hospital Germans Trias i Pujol* de Badalona y el *Institut de Cibernètica* de la UPC denominado "*Processament de senyals EMG i sons musculars per al diagnòstic de la fatiga muscular respiratòria*" (Código UPC: C1686, 1993-95). El trabajo desarrollado en la tesis se continuó en los siguientes proyectos de investigación subvencionados por la CICYT:

- "Análisis en el dominio tiempo-frecuencia de señales biomédicas no estacionarias para la mejora del diagnóstico clínico" CICYT (ref TIC 94-0608, 1994-97), del Institut de Cibernètica (UPC).
- "Aplicación de técnicas de procesamiento de señal para la obtención de la información clínica oculta en las señales biomédicas" CICYT (ref TIC 97-0945, 1997-2000), del *Dep. Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial* (CREB-UPC).

Esta tesis que el lector tiene ahora en sus manos es fruto de la colaboración y el apoyo de numerosas personas. Estos agradecimientos son unas páginas muy especiales porque indican la finalización de un trabajo de varios años, y porque va a permitir al autor recordar a todos aquellos que de alguna u otra manera han sido importantes en este camino. Quiero agradecer profunda y sinceramente a las personas que a continuación enumero.

En primer lugar a Pere Caminal, porque no sólo le considero el director de esta tesis, sino mi amigo. Una persona que ha tenido siempre tiempo para escuchar y animar, y en estos 'tiempos modernos' es decir mucho. A pesar de nuestros diferentes puntos de vista es una persona honesta y generosa que me ha ayudado y de la cual he aprendido muchísimo. Espero que nuestra relación se fortalezca y perdure por mucho tiempo.

Al Dr. Jose Antonio Fiz, porque además de su colaboración, asesoramiento e inestimable ayuda me brindó su amistad a la que espero haber respondido con mi afecto y mi fidelidad. Su imaginación, su capacidad, su iniciativa y apasionamiento han sido la fuente de donde ha manado esta tesis. Es para mí un ejemplo a seguir y sabe que podrá contar siempre conmigo en el futuro como hasta ahora.

El Dr. J. Morera, *Cap del Servei de Neumologia de l'Hospital Germans Trias i Pujol*, ha sido, sin duda, el artífice y la persona que en último extremo ha hecho realidad esta tesis con su confianza y apoyo en todo momento al trabajo que se estaba realizando. Su aportación ha sido el asesoramiento, y conseguir el entorno y las condiciones idóneas del grupo de trabajo pluridisciplinar entre la UPC y el Hospital donde se ha desarrollado esta tesis.

Raimon Jané fue la persona que me acogió y me abrió las puertas del apasionante mundo de la Ingeniería Biomédica. El me dio la oportunidad de hacer realidad mi vocación y con él compartí los primeros pasos así como las largas y enriquecedoras jornadas de

grabaciones en el Hospital de 'Can Ruti'. Con él caminé y de él aprendí en los años de transición entre estudiante de ingeniería y de doctorado.

A Pablo Laguna, porque además de un brillante doctor es una persona transparente, honesta y me ha ofrecido su ayuda cuantas veces la he necesitado. A pesar de la distancia su presencia ha sido muy cercana. Por su confianza, sus ánimos y opiniones él ha sido una persona muy importante en esta tesis. El espejo en que continuamente me he mirado. Porque con él es posible pensar que esto de la investigación y de la Universidad merece la pena.

A Juan José Egozcue, porque de las contadas pero largas conversaciones con él ha surgido el impulso que esta tesis ha requerido en ciertos momentos. El me ha dado de forma desinteresada la claridad que he necesitado y me ha ayudado más de lo que se puede imaginar.

A Luis Basañez, 'maestro de maestros' con quien he compartido varios 'cursos académicos'. Quien me dio la oportunidad y de quien he aprendido mucho sobre mi segunda vocación: la docencia. Por haber compartido numerosas conversaciones en temas de control, de coordinación, de alumnado .... Trabajador infatigable ha sido alguien que me ha tendido siempre una mano amiga y me ha ofrecido su confianza y su consideración.

Al Institut de Cibernètica -para mí siempre se llamará así aunque cambie de nombre- porque fue un cálido lugar donde realicé mi proyecto fin de carrera, y se inició y desarrolló gran parte de esta tesis doctoral. Recuerdo a los compañeros y amigos que compartimos las largas jornadas de trabajo y de 'activitats' que nos unieron de forma tan especial: Carme, Blanca, Eulàlia, Susana, Judith, Marc, Lluís, Toni, Emili, Salva y muchos más. A todos ellos mi amistad y mi afecto más profundo.

Una mención especial a Robert y Ramón, porque del trabajo y la cotidianeidad ha surgido una verdadera amistad. Porque hemos estado juntos en este camino que supone la realización de la tesis doctoral y hemos compartido largas noches de trabajo y esfuerzo y muchos cafés. Por su generosidad, por su honestidad han sido los compañeros ideales que han hecho del lugar de trabajo algo más que un simple espacio donde ejercer una profesión. Les deseo lo mejor para ellos porque se lo merecen de corazón.

A tantos compañeros de la División cuyos caminos se han cruzado con el mío durante todos estos años: Anna, John, Marco Antonio, Raúl, Hernán, Pablo, Carlos, Bernardo, Eric, David, Pedro, Jordi, Toni, Pep, Erik... Ellos me han enseñado y me han ofrecido su amistad. Espero haberles correspondido con mi afecto y mi colaboración. Quiero agradecer especialmente a Bea, que además de la amistad que nos une, su origen la acerca mucho más a mí. Sus palabras de ánimo y su ejemplo tan berraco de constancia hasta alcanzar su meta han sido para mí alicientes muy importantes en estos años.

A los ingenieros Abel y Toni. Espero haberles enseñado algo interesante en estos años, y no me refiero a técnicas de estimación espectral ni estadística, porque yo sí que he aprendido mucho de ellos.

Montse ha sido una compañera que poco a poco se ha convertido en una gran amiga,

una confidente, en definitiva, una persona muy especial en mi vida. Su dedicación y su generosidad es infinita. Ella sabe cuanto me ha ayudado y respaldado día a día en estos años. Nunca podré agradecerle bastante su generosidad y altruismo.

Al *Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial* y a la *Universitat Politècnica de Catalunya*, porque es la empresa donde puedo ejercer mi trabajo que es, además, mi vocación. Por ello me siento privilegiado. Durante todos estos años y en el futuro, he intentado corresponder a su confianza con la máxima dedicación y responsabilidad.

A los compañeros de 'Telecos' que empezamos siendo 'colegas' y acabamos siendo muy amigos. Compartimos grandes momentos en la Escuela, en clases, en las salidas, en los viajes, en la Telecogresca, en el 'Cercavila', en la Telecofarra, entre cenas, apuntes y exámenes: Julián, Xavi, Diego, Albert, Javi, Pep, Toto, Santi, Mario, Carlos y muchos más que hicieron de los años de la carrera una experiencia inolvidable y me hicieron sentir un hombre muy afortunado por su amistad.

A los amigos de 'Intercampus': Joaquín, Miguel Angel, Salva, Rodri, Angela, Sandra, Pao, Conchi, Juan Felipe ... Porque la amistad no tiene fronteras y de todas las culturas y formas de pensar y actuar podemos aprender mucho. Sin duda, ellos ayudaron a dar un giro a mi vida.

A Ricardo Cucala, mi entrañable profesor, que hace muchos años supo sacar lo mejor de mí, enseñándome a superarme y aspirar a más. Con él aprendí a amar la naturaleza y sembró en mí una vocación que acabó siendo con los años una realidad: la ingeniería y la docencia.

A Roser, Angela, Luis, Borja y al 'Fòrum Quart Món', porque han sido unos amigos muy especiales que me han acompañado y animado en estos años de realización de la tesis doctoral. Fue una suerte encontrarles en la vida, pero mucho más que naciera un sentimiento tan fuerte y que la verdadera amistad nos uniera sin pretenderlo.

A Marcos, David y Fer: mi 'familia'. Amigos del 'barrio' de hace tantos años que no recuerdo. Cuántas veces me han dicho que los amigos aparecen pero al cabo del tiempo se van porque cada uno sigue su camino. Ellos han resultado ser el contraejemplo más claro porque sigue habiendo un vínculo indescriptible. Con ellos la palabra AMISTAD cobra toda su significado.

A Itaca, un 'idea' que permanece en mi corazón, un 'viaje' lleno de aventuras y de conocimiento que me ha permitido ir más lejos. Ha moldeado mi forma de ser, mis ideas, mis actitudes, mis creencias... Al 'grupo', monitores y chavales, porque me ha dado las experiencias y los amigos de muchos años. De ellos me enriquecí, espero haberles ofrecido una parte de mí. A El porque en los momentos de gratitud y de necesidad ha estado siempre a mi lado.

A M<sup>a</sup> Isabel que tras treinta años siento que la quiero más y que por encima de la familia hay un vínculo de verdadera amistad: es la mejor combinación. Conocedora de la constancia y el esfuerzo que requiere las grandes metas, sé que se alegrará mucho tener

esta tesis en sus manos. Sin duda, ella ha sido uno de los apoyos más importantes en todos estos años en que siempre hemos estado tan unidos.

A Lluís, porque no es un simple cuñado, es una persona muy especial al que tengo un afecto muy sincero que proviene de la amistad más que de los lazos familiares. El también me ha ayudado y animado durante todos estos años y yo se lo agradezco infinitamente.

A Xavier, ese 'nen tan preciós' y maravilloso que ha aparecido en mi vida en estos últimos tres años despertando en mí el lado más tierno y dulce. Porque también he sacrificado tiempo para él que he dedicado en esta tesis. Espero que en el futuro pueda recuperar el tiempo y compartir con él el sentimiento que provoca en mí. Porque en los momentos difíciles su imagen y su sonrisa han sido suficientes para continuar, quiero dedicarle esta tesis con el mayor de los afectos.

A mis padres, Pura y Miguel, porque seguramente sólo ellos pueden dimensionar el trabajo y dedicación que ha supuesto este trabajo que el lector tiene ahora en sus manos. Ellos pusieron los medios necesarios para que yo llegara a recorrer este camino hasta la presentación de esta tesis doctoral. Sin embargo, otras cosas han sido más importantes. Ellos han sido testimonio y ejemplo de la constancia, el esfuerzo y el sacrificio. Su hijo recibió esos valores y sólo gracias a ellos esta tesis llega a su fin. Les dedico esta tesis desde lo más profundo, porque les quiero sin limitaciones, no porque sean mis padres, sino porque son como son, por su generosidad, por su afecto, por su apoyo incondicional y por tantos valores que he aprendido de ellos y que no olvidaré jamás.

A Mac, lo más hermoso que hay en mi vida. Siempre presente en mi mente y en mi corazón en estos cinco últimos años. Por tanto, ha sido en la distancia y en la cercanía la compañera y amiga que necesitaba para continuar y finalizar esta tesis. De ella he recibido la comprensión, la ayuda y el apoyo que necesitaba en cada momento. Sin duda, el trabajo más importante de esta etapa de mi vida se lo he de dedicar a la persona más importante: a ella.

Por último, quiero agradecer a todos los que de forma desinteresada o vocacional se dedican a la investigación y la docencia. Si en algún momento desean compartir ideas, conocimientos o inquietudes, los que me conocen saben que en mi despacho la puerta siempre está abierta y mi horario no tiene límites.

## Resumen de la tesis doctoral

### "ANALISIS DE LA ACTIVIDAD MUSCULAR RESPIRATORIA MEDIANTE TECNICAS TEMPORALES, FRECUENCIALES Y ESTADISTICAS"

**Realizada por:** Miguel Angel Mañanas Villanueva.

**Dirigida por:** Dr. Pere Caminal Magrans.

La enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) es la enfermedad crónica de los pulmones más común representando una causa importante de incapacidad y de muerte. La actividad respiratoria está definida en gran medida por la acción de músculos respiratorios. En esta tesis se realiza el análisis de la actividad del músculo esternocleidomastoideo (ECM) considerado el músculo respiratorio accesorio más importante en la función respiratoria. En sujetos sanos está activo sólo con altos niveles de ventilación. Sin embargo, en pacientes con EPOC su contribución es más importante incluso a bajos niveles respiratorios. Se selecciona por su accesibilidad permitiendo utilizar técnicas no invasivas como los registros de señales electromiográficas (EMG) y vibromiográficas (VMG) que están relacionadas con la actividad eléctrica y mecánica del músculo, respectivamente.

En el primer capítulo se realiza una breve introducción sobre tres temas básicos: la actividad respiratoria con los músculos que la activan, la EPOC y las señales biomédicas de interés correspondientes a la presión inspiratoria y las señales miográficas: EMG y VMG.

En el siguiente capítulo se define los objetivos y el método para la evaluación de la actividad muscular respiratoria propuesto en la presente tesis: análisis del músculo ECM durante un protocolo ventilatorio compuesto de cinco pruebas para estudiar la función muscular en diferentes niveles de ventilación hasta alcanzar la fatiga. Para el análisis se propone diversos parámetros relacionados con la actividad y fatiga muscular: temporales, frecuenciales y calculados a partir de la función de correlación cruzada entre valores cuadráticos de las señales miográficas.

En el capítulo tercero se realiza el diseño del sistema completo de instrumentación para la adquisición de las diferentes señales biomédicas en el Hospital. Se estudia y configura las diferentes etapas de la cadena de adquisición: transductores, amplificadores, y tarjeta A/D para el almacenamiento de los datos en un ordenador personal. Se analiza detalladamente las interferencias que afectan en la adquisición y se describe las medidas adoptadas para reducirlas. Por último se detecta la zona de inervación del músculo ECM que determina la posición de los electrodos en el registro.

Se realiza un procesado previo a las señales biomédicas para su acondicionamiento que se explica en el capítulo cuarto. Principalmente, se describe un algoritmo implementado

para la detección automática de períodos inspiratorios y espiratorios mediante la señal de presión. Esto permite el análisis de la actividad del músculo ciclo a ciclo respiratorio.

En el quinto capítulo se reduce la actividad cardíaca interferente en las señales miográficas mediante diferentes técnicas de filtrado: en el dominio analógico mediante un circuito no lineal por '*slew rate*' que reduce los complejos QRS de la señal ECG y de forma digital mediante procesado diferido. Se propone dos métodos de filtrado digital que son analizados en simulación mediante señales artificiales con diferente SNR y en señales miográficas reales registradas en la población en estudio: filtrado adaptativo mediante el algoritmo LMS y descomposición en valores singulares. Se determina un filtro adaptativo con unas características específicas de ganancia, retardo existente entre señales primaria y de referencia y vector de pesos inicial. Para un correcto filtrado se presenta un algoritmo de detección automática de complejos QRS en la señal EMG. Se analiza la influencia de la SNR en los parámetros de análisis, así como la de la carga en las pruebas de esfuerzo incremental. Finalmente se propone los filtros más adecuados para cada señal dependiendo del esfuerzo muscular.

En el capítulo sexto se estudia en detalle las variaciones en sesgo, resolución y varianza de diferentes estimadores espectrales univariantes no paramétricos: periodograma de Welch y correlograma; y paramétricos: modelos AR, MA y ARMA, con cambios en algunas variables de estimación y ventanas utilizadas. Se analiza la influencia del estimador y de la variable de estimación en los parámetros frecuenciales y en la variabilidad entre ciclos respiratorios. A partir de este estudio se propone los mejores estimadores con sus variables correspondientes para la obtención de los parámetros relacionados con la actividad y fatiga muscular. Se presenta resultados en la población de pacientes con EPOC donde variaciones de un parámetro temporal y frecuenciales al principio y final de las pruebas respiratorias están relacionadas con el nivel de severidad pulmonar obstructiva del enfermo.

En el capítulo siete se presenta una metodología de análisis basada en la unión de tres técnicas estadísticas multivariantes y se aplica en el análisis de la actividad muscular respiratoria. En primer lugar se realiza un análisis multivariable de la varianza para el diseño de medidas repetidas mediante la definición de factores o efectos: ciclo, tramo y grupo. Se selecciona las variables de interés para separar grupos mediante diferentes contrastes. A continuación se propone un métodos de análisis factorial para obtener componentes principales con una elevada interpretación fisiológica. Por último se obtiene funciones del análisis discriminante que separa poblaciones de sujetos sanos y pacientes con EPOC con diferentes niveles de obstrucción respiratoria. Se evalúa la importancia de las pruebas y los instantes o efectos de las mismas (adaptación al esfuerzo, fatiga muscular, etc) que mejor separa los grupos en estudio.

La metodología aportada permite analizar las estrategias de funcionamiento, actividad y fatiga del músculo respiratorio. Los resultados y conclusiones obtenidos detectan una diferente función muscular entre los sujetos sanos y pacientes con EPOC. Por tanto, el análisis de señales miográficas de músculos respiratorios puede convertirse en una herramienta no invasiva para estudiar patologías respiratorias.



# Índice General

<b>1</b>	<b>Introducción</b>	<b>1</b>
1.1	Actividad respiratoria . . . . .	2
1.1.1	Sistema respiratorio . . . . .	2
1.1.2	Evaluación de la función respiratoria . . . . .	3
1.1.2.1	Introducción . . . . .	3
1.1.2.2	Volúmenes pulmonares . . . . .	3
1.1.2.3	Medidas dinámicas de la respiración . . . . .	5
1.1.3	Músculos respiratorios . . . . .	6
1.2	Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica . . . . .	8
1.2.1	Definición . . . . .	8
1.2.2	Causas y sintomatología . . . . .	9
1.2.3	Relación con la fatiga muscular respiratoria . . . . .	12
1.3	Señales biomédicas de origen muscular y respiratorio . . . . .	14
1.3.1	Introducción . . . . .	14
1.3.2	Señal electromiográfica . . . . .	15
1.3.2.1	Características . . . . .	15
1.3.2.2	Evolución ante la actividad . . . . .	19
1.3.3	Señal vibromiográfica . . . . .	22
1.3.3.1	Características . . . . .	22
1.3.3.2	Evolución ante la actividad muscular . . . . .	25
1.3.4	Presión inspiratoria en boca . . . . .	30

<b>2</b>	<b>Planteamiento del problema</b>	<b>33</b>
2.1	Introducción . . . . .	33
2.2	Antecedentes del estudio de la fatiga muscular respiratoria . . . . .	34
2.2.1	Músculo diafragma . . . . .	34
2.2.2	Músculo esternocleidomastoideo . . . . .	35
2.3	Objetivos de la tesis . . . . .	38
2.4	Método propuesto para la evaluación de actividad muscular y respiratoria .	40
2.4.1	Función del músculo esternocleidomastoideo . . . . .	40
2.4.2	Protocolo ventilatorio . . . . .	40
2.4.2.1	Método . . . . .	40
2.4.2.2	Apnea . . . . .	41
2.4.2.3	Protocolo incremental . . . . .	42
2.4.2.4	Protocolo mantenido . . . . .	42
2.4.3	Poblaciones en estudio . . . . .	43
2.4.4	Parámetros de análisis de la actividad muscular . . . . .	44
2.4.4.1	Parámetros temporales . . . . .	44
2.4.4.2	Parámetros de correlación . . . . .	46
2.4.4.3	Parámetros frecuenciales . . . . .	49
2.5	Marco de la tesis . . . . .	51
<b>3</b>	<b>Adquisición de las señales biomédicas</b>	<b>53</b>
3.1	Introducción . . . . .	53
3.2	Transductores . . . . .	55
3.2.1	Electrodos . . . . .	55
3.2.2	Sensor de contacto . . . . .	56
3.2.3	Transductor de presión . . . . .	61
3.3	Amplificadores de propósito general . . . . .	61
3.3.1	Introducción . . . . .	61
3.3.2	Módulo AC . . . . .	62

3.3.3	Módulo DC . . . . .	64
3.4	Reducción de ruido e interferencias . . . . .	65
3.4.1	Introducción . . . . .	65
3.4.2	Potencial de los electrodos . . . . .	65
3.4.3	Artefactos de movimiento . . . . .	66
3.4.4	Interferencias externas capacitivas . . . . .	66
3.4.4.1	Definición . . . . .	66
3.4.4.2	Interferencias en modo común . . . . .	67
3.4.4.3	Interferencias en modo diferencial . . . . .	69
3.4.4.4	Interferencias externas inductivas . . . . .	72
3.5	Sistema de adquisición digital . . . . .	72
3.5.1	Tarjeta A/D . . . . .	72
3.5.2	Ordenador Personal . . . . .	73
3.6	Detección de la zona de inervación . . . . .	73
3.7	Discusión y conclusiones . . . . .	74
<b>4</b>	<b>Preprocesado de las señales biomédicas</b>	<b>77</b>
4.1	Introducción . . . . .	77
4.2	Diezmado . . . . .	78
4.3	Filtrado de la señal vibromiográfica . . . . .	78
4.4	Algoritmo de detección automática de períodos inspiratorios y espiratorios	80
4.4.1	Introducción . . . . .	80
4.4.2	Inicios de períodos de inspiración . . . . .	81
4.4.3	Inicios de períodos de espiración . . . . .	82
4.5	Selección de ciclos respiratorios . . . . .	85
4.6	Discusión y conclusiones . . . . .	85
<b>5</b>	<b>Reducción de señales interferentes en las señales miográficas</b>	<b>87</b>
5.1	Introducción . . . . .	87

5.2	Filtrado analógico no lineal . . . . .	88
5.2.1	Esquema del circuito . . . . .	88
5.2.2	Diseño del filtro no lineal por 'slew rate' . . . . .	89
5.2.2.1	Funcionamiento no lineal . . . . .	89
5.2.2.2	Funcionamiento lineal . . . . .	89
5.2.3	Aplicación a la señal EMG . . . . .	94
5.2.4	Discusión y conclusiones . . . . .	95
5.3	Filtrado digital y su análisis mediante simulación . . . . .	96
5.3.1	Introducción . . . . .	96
5.3.2	Filtrado adaptativo . . . . .	97
5.3.2.1	Algoritmo LMS . . . . .	97
5.3.2.2	Cálculo del vector de pesos inicial . . . . .	100
5.3.2.3	Determinación del parámetro $\mu$ . . . . .	102
5.3.2.4	Retardo entre las señales primaria y de referencia . . . . .	103
5.3.3	Descomposición en valores singulares . . . . .	108
5.3.4	Influencia de la SNR en los parámetros de análisis . . . . .	110
5.3.5	Discusión y conclusiones . . . . .	113
5.4	Filtrado digital de señales reales . . . . .	117
5.4.1	Introducción . . . . .	117
5.4.2	Algoritmo de detección automática de latidos cardíacos . . . . .	118
5.4.3	Aplicación en las poblaciones de estudio . . . . .	124
5.4.4	Influencia de la carga en los parámetros de análisis . . . . .	129
5.4.5	Discusión y conclusiones . . . . .	134
5.5	Discusión y conclusiones . . . . .	136
<b>6</b>	<b>Análisis de señales miográficas en pacientes con EPOC</b>	<b>141</b>
6.1	Introducción . . . . .	141
6.2	Estimación espectral univariable . . . . .	142
6.2.1	Densidad espectral de potencia . . . . .	142

6.2.2	Métodos no paramétricos . . . . .	143
6.2.2.1	Introducción . . . . .	143
6.2.2.2	Periodograma de Welch . . . . .	143
6.2.2.3	Correlograma . . . . .	151
6.2.3	Métodos paramétricos . . . . .	155
6.2.3.1	Introducción . . . . .	155
6.2.3.2	Modelos de función de transferencia racional . . . . .	156
6.2.3.3	Modelo autorregresivo . . . . .	158
6.2.3.4	Modelo de media móvil . . . . .	162
6.2.3.5	Modelo autorregresivo de media móvil . . . . .	163
6.2.4	Influencia del estimador en los parámetros frecuenciales . . . . .	165
6.2.5	Influencia del estimador en la variabilidad entre ciclos respiratorios	169
6.3	Resultados . . . . .	173
6.3.1	Protocolo incremental . . . . .	173
6.3.1.1	Parámetro temporal . . . . .	173
6.3.1.2	Parámetros frecuenciales . . . . .	174
6.3.2	Protocolo mantenido . . . . .	177
6.3.2.1	Parámetro temporal . . . . .	177
6.3.2.2	Parámetros frecuenciales . . . . .	177
6.4	Discusión y conclusiones . . . . .	180
<b>7</b>	<b>Análisis multivariable en pacientes con EPOC y grupo control</b>	<b>183</b>
7.1	Introducción . . . . .	183
7.2	Definición de la metodología . . . . .	184
7.3	Análisis multivariable de la varianza de medidas repetidas . . . . .	184
7.3.1	Introducción . . . . .	184
7.3.2	Modelo de análisis de la actividad muscular respiratoria . . . . .	185
7.3.2.1	Diseño de medidas repetidas . . . . .	185
7.3.2.2	Condiciones de aplicación . . . . .	186

7.3.2.3	Efecto tramo, ciclo y grupo . . . . .	187
7.3.2.4	Cálculos realizados . . . . .	189
7.3.3	Protocolo incremental . . . . .	190
7.3.3.1	Resultados . . . . .	190
7.3.3.2	Selección de parámetros . . . . .	196
7.3.3.3	Conclusiones . . . . .	196
7.3.4	Protocolo mantenido . . . . .	197
7.3.4.1	Resultados . . . . .	197
7.3.4.2	Selección de parámetros . . . . .	206
7.3.4.3	Conclusiones . . . . .	207
7.3.5	Discusión y conclusiones . . . . .	208
7.4	Análisis factorial . . . . .	211
7.4.1	Introducción . . . . .	211
7.4.2	Modelo de análisis de la actividad muscular respiratoria . . . . .	211
7.4.2.1	Método de componentes principales . . . . .	211
7.4.2.2	Condiciones de aplicación . . . . .	214
7.4.2.3	Cálculos realizados . . . . .	215
7.4.3	Protocolo incremental . . . . .	216
7.4.3.1	Resultados de la prueba IC . . . . .	216
7.4.3.2	Resultados de la prueba IR . . . . .	222
7.4.3.3	Conclusiones . . . . .	229
7.4.4	Protocolo mantenido . . . . .	230
7.4.4.1	Resultados de la prueba M1 . . . . .	230
7.4.4.2	Resultados de la prueba M2 . . . . .	235
7.4.4.3	Conclusiones . . . . .	242
7.4.5	Discusión y conclusiones . . . . .	243
7.5	Análisis discriminante . . . . .	245
7.5.1	Introducción . . . . .	245

7.5.2	Modelo de análisis de la actividad muscular respiratoria . . . . .	246
7.5.2.1	Descripción del método . . . . .	246
7.5.2.2	Condiciones de aplicación . . . . .	248
7.5.2.3	Validación del método . . . . .	248
7.5.2.4	Cálculos realizados . . . . .	250
7.5.3	Protocolo incremental . . . . .	252
7.5.3.1	Resultados de la prueba IC . . . . .	252
7.5.3.2	Resultados de la prueba IR . . . . .	255
7.5.3.3	Conclusiones . . . . .	259
7.5.4	Protocolo mantenido . . . . .	260
7.5.4.1	Resultados de la prueba M1 . . . . .	260
7.5.4.2	Resultados de la prueba M2 . . . . .	263
7.5.4.3	Conclusiones . . . . .	267
7.5.5	Protocolo completo . . . . .	268
7.5.5.1	Resultados de las cuatro pruebas . . . . .	268
7.5.5.2	Conclusiones . . . . .	271
7.5.6	Discusión y conclusiones . . . . .	271
7.6	Discusión y conclusiones . . . . .	273
<b>8</b>	<b>Conclusiones y extensiones futuras</b>	<b>279</b>
8.1	Conclusiones y aportaciones de la tesis . . . . .	279
8.1.1	Introducción . . . . .	279
8.1.2	Enfermedad pulmonar obstructiva crónica . . . . .	279
8.1.3	Método para la evaluación de la actividad muscular respiratoria . . . . .	280
8.1.4	Diseño del sistema completo de instrumentación médica . . . . .	281
8.1.5	Preprocesado de señales biomédicas . . . . .	282
8.1.6	Reducción de la actividad cardíaca en las señales miográficas . . . . .	283
8.1.7	Análisis de señales miográficas en pacientes con EPOC . . . . .	285
8.1.8	Análisis multivariable en pacientes con EPOC y grupo control . . . . .	287

---

8.2	Extensiones futuras . . . . .	291
8.2.1	Introducción . . . . .	291
8.2.2	Estimación espectral multivariable . . . . .	292
8.2.3	Nuevos parámetros de análisis . . . . .	293
8.2.4	Técnicas no estacionarias de procesamiento de señal . . . . .	294
8.2.5	Modificaciones en el protocolo ventilatorio . . . . .	294
	<b>Referencias</b>	<b>297</b>



# Índice de Figuras

1.1	<i>Espirómetro. Reproducido de [Internet 1].</i>	5
1.2	<i>Curva espirométrica junto con los volúmenes pulmonares. Reproducido de [Torres y Mañanas, 1998].</i>	5
1.3	<i>Volúmenes respiratorios y maniobra de capacidad vital espiratoria forzada en un sujeto normal. Reproducido de [Torres y Mañanas, 1998].</i>	6
1.4	<i>Músculos respiratorios. Reproducido de [Netter, 1984].</i>	8
1.5	<i>Fotografía de un paciente con EPOC con cierto predominio de enfisema. Se observa la utilización de los músculos respiratorios accesorios. Reproducido de [Torres y Mañanas, 1998].</i>	11
1.6	<i>Maniobra de la capacidad vital espiratoria forzada en un paciente con EPOC. Reproducido de [Torres y Mañanas, 1998].</i>	12
1.7	<i>Propagación de potenciales de acción en ambas direcciones a lo largo de una fibra conductora. (Reproducido de [Guyton, 1987])</i>	16
1.8	<i>Conexión del músculo con la médula espinal a través de una fibra nerviosa (neurona motora o axón). (Reproducido de [Torres y Mañanas, 1998])</i>	16
1.9	<i>Representación esquemática de la generación del potencial de acción de la unidad motora. (Reproducido de [De Luca, 1988])</i>	18
1.10	<i>Representación esquemática del proceso de generación de la señal mioeléctrica. (Reproducido de [Knaflitz y Balestra, 1991])</i>	18
1.11	<i>Señal EMG del músculo ECM durante la inspiración.</i>	19
1.12	<i>Señal VMG del músculo ECM durante la inspiración.</i>	24
1.13	<i>Presión inspiratoria en boca durante la respiración.</i>	32
2.1	<i>Representación esquemática del método para la evaluación de la fatiga muscular respiratoria mediante la estimulación transcutánea unilateral del nervio frénico. (Reproducido de [Hubmayr y otros, 1989])</i>	35

2.2	<i>Diagrama anatómico mostrando la localización de la aguja en la parte posterior del músculo ECM en área supraclavicular. (Reproducido de [Aubier y otros, 1985])</i> . . . . .	35
2.3	<i>Individuo de la población en estudio realizando uno de los ejercicios respiratorios.</i> . . . . .	41
2.4	<i>Ejemplo de señal EMG perteneciente al ciclo respiratorio número 1.</i> . . . .	47
2.5	<i>Ejemplo de señal EMG perteneciente al ciclo respiratorio número 2.</i> . . . .	47
2.6	<i>Ejemplo de señal VMG perteneciente al ciclo respiratorio número 1.</i> . . . .	47
2.7	<i>Ejemplo de señal VMG perteneciente al ciclo respiratorio número 2.</i> . . . .	47
2.8	<i>Función de correlación cruzada de las señales EMG y VMG correspondiente al ciclo respiratorio número 1.</i> . . . . .	47
2.9	<i>Función de correlación cruzada de las señales EMG y VMG correspondiente al ciclo respiratorio número 2.</i> . . . . .	47
3.1	<i>Diagrama de bloques de la instrumentación para la adquisición de señales.</i> . . . .	54
3.2	<i>Modelo correspondiente al sistema sísmico del sensor aplicado a la superficie de vibración (desplazamiento <math>X</math> y fuerza <math>F</math>). El parámetro <math>S</math> corresponde a la rigidez del sensor, <math>D</math> al amortiguamiento y <math>M_1</math> y <math>M_2</math> son las masas sísmica y de contacto, respectivamente.</i> . . . . .	57
3.3	<i>Sensor de contacto HP21050A y accesorios.</i> . . . . .	59
3.4	<i>Funciones de transferencia de acoplamiento para diferentes masas con diámetro de 3 cm. Valores medios para seis sujetos. Reproducido de [Vermarien y Van Vollenhoven, 1983]</i> . . . . .	60
3.5	<i>Panel frontal del amplificador GRASS 8A5LHF.</i> . . . . .	62
3.6	<i>Circuito correspondiente al estudio del Rechazo en Modo Común.</i> . . . . .	63
3.7	<i>Panel frontal del amplificador GRASS 8A14DC.</i> . . . . .	64
3.8	<i>Interferencias capacitivas de red en la medida de biopotenciales.</i> . . . . .	66
3.9	<i>a) Interferencias capacitivas en modo común correspondiente al circuito de la figura 3.8. b) Interferencias en modo diferencial generadas a partir de la tensión en modo común y desequilibrio de la impedancia de los electrodos.</i> . . . . .	67
3.10	<i>Interferencias capacitivas en modo diferencial debido al acoplamiento entre el sujeto y la red eléctrica correspondiente al circuito de la figura 3.8.</i> . . . .	69
3.11	<i>Interferencias capacitivas en modo diferencial debido al acoplamiento entre los cables de medida y la red eléctrica correspondiente al circuito de la figura 3.8.</i> . . . . .	70

3.12	<i>Matriz lineal de electrodos de superficie para la detección de la zona de inervación.</i> . . . . .	74
3.13	<i>Ejemplo de señales EMG superficiales del músculo ECM con una matriz lineal de electrodos. Muestra unidades motoras individuales y la zona de inervación señalada con una flecha. La distancia entre electrodos es de 1 cm. Los canales de los electrodos extremos de la matriz no se presentan por situarse sobre el tendón y no registrarse señal EMG.</i> . . . . .	75
4.1	<i>Diagrama de bloques del procesado de señales biomédicas</i> . . . . .	77
4.2	<i>Señal VMG en la adquisición a la salida del amplificador.</i> . . . . .	79
4.3	<i>Señal VMG tras filtrar a 5 Hz con un filtro paso alto de fase lineal.</i> . . . .	79
4.4	<i>Diagrama de bloques del filtrado de la señal VMG.</i> . . . . .	80
4.5	<i>Detección de dos puntos que cumplen la primera condición para la detección de marcas inspiratorias. El segundo de ellos no cumple la segunda condición.</i> . . . . .	81
4.6	<i>Algoritmo de detección de los inicios de períodos de inspiración.</i> . . . . .	83
4.7	<i>Algoritmo de detección de los inicios de períodos de espiración.</i> . . . . .	84
4.8	<i>Señal de presión inspiratoria en boca, marcas inspiratorias (—) y espiratorias (...).</i> . . . . .	85
4.9	<i>Señales EMG, VMG y presión inspiratoria en boca correspondientes a cinco ciclos respiratorios consecutivos de un paciente con EPOC respirando contra una carga respiratoria de 200g en la prueba IC. Las líneas verticales discontinuas separan los ciclos respiratorios.</i> . . . . .	86
5.1	<i>Circuito para el filtrado no lineal por 'slew rate'.</i> . . . . .	88
5.2	<i>Circuito del filtro por 'slew rate' en su comportamiento lineal.</i> . . . . .	90
5.3	<i>Diagrama de flujo del circuito realimentado.</i> . . . . .	90
5.4	<i>Lugar geométrico de las raíces de la función de transferencia en anillo abierto con <math>R_3 = 0</math>.</i> . . . . .	93
5.5	<i>Lugar geométrico de las raíces de la función de transferencia en anillo abierto con <math>R_3 \neq 0</math>.</i> . . . . .	93
5.6	<i>Respuesta frecuencial asintótica de ganancia de <math>G(s)</math>.</i> . . . . .	94

- 5.7 Señal EMG registrada a volumen corriente contaminada por la actividad cardíaca, en la parte superior, y filtrada mediante el circuito no lineal, en la parte inferior. Los valores de amplitud están en unidades del conversor A/D de la tarjeta de adquisición (12 bits en 'offset binario'). . . . . 94
- 5.8 Densidades espectrales de potencia de las señales EMG contaminada por la señal ECG (trazo continuo) y filtrada (trazo discontinuo) de la figura 5.7. 95
- 5.9 Densidades espectrales de potencia de las señales a) EMG (trazo discontinuo) y ECG (trazo continuo), b) VMG (trazo discontinuo) y PC (trazo continuo). . . . . 96
- 5.10 Señales EMG, VMG y Presión inspiratoria en boca con una carga inspiratoria de 200g en la prueba IC; y señales ECG y PC. . . . . 97
- 5.11 Filtro adaptativo con estructura transversal. . . . . 98
- 5.12 Salida del filtro adaptativo  $y(k)$  durante veinte ciclos respiratorios con  $\mu = 10^{-3}$  y  $x(k)$  sucesión de impulsos. a) Se considera condiciones iniciales nulas en el vector de pesos  $w(k)$  del algoritmo. b) Se introduce los pesos  $w_i(0)$  adecuados para iniciar el algoritmo próximo a la situación óptima. . 100
- 5.13 Pesos  $w_i(0)$  para el filtrado de la señal EMG ( $L=697$ , retardo de 200 muestras de la señal  $d(k)$  respecto a  $x(k)$ ). Señales de referencia utilizadas: a) sucesión de impulsos, b) sucesión de un latido promedio de la señal ECG. Pesos  $w_i(0)$  para el filtrado de la señal VMG ( $L=56$ , retardo de 16 muestras de la señal  $d(k)$  respecto a  $x(k)$ ). Señales de referencia utilizadas: c) sucesión de impulsos, d) sucesión de un latido promedio de la señal ECG, e) sucesión de un latido promedio de la señal PC. . . . . 101
- 5.14 Ejemplo del filtrado de señal EMG contaminada con señal ECG. Se muestra 1) la señal miográfica contaminada artificialmente con la señal cardíaca considerando una  $SNR=0$  dB, 2) la señal miográfica y 3) la señal cardíaca a partir de las cuales se genera la señal artificial contaminada, 4) señal miográfica obtenida mediante filtrado adaptativo y 5) error entre esta última señal y la señal miográfica original considerando  $\mu = 10^{-3}$  constante, así como 6) y 7) las mismas señales para  $\mu_g = 10^{-2}$  durante el complejo QRS,  $\mu_p = 10^{-3}$  fuera de dicho intervalo. Se utiliza una sucesión de impulsos como señal de referencia en la simulación. . . . . 104

5.15 *Ejemplo del filtrado de la señal VMG contaminada artificialmente con señal PC. Se muestra 1) la señal miográfica contaminada con la señal cardíaca considerando una SNR=0 dB, 2) la señal miográfica y 3) la señal cardíaca a partir de las cuales se genera la señal artificial contaminada, 4) señal miográfica obtenida mediante filtrado adaptativo y 5) error entre esta última señal y la señal miográfica original considerando  $\mu = 10^{-3}$  constante, así como 6) y 7)  $\mu_g = 10^{-2}$  durante el complejo QRS,  $\mu_p = 10^{-3}$  fuera de dicho intervalo. Se utiliza una sucesión de impulsos como señal de referencia en la simulación. . . . . 105*

5.16 *Retardo introducido en la simulación entre la señal de referencia,  $x(k)$ , que en la figura muestra como ejemplo una sucesión de impulsos, y la señal primaria correspondiente a la señal ECG o VMG a filtrar. . . . . 106*

5.17 *Valores de  $RMS_{error}$  en función del retardo en muestras,  $r$ , introducido entre las señales primaria y de referencia. Se realiza la simulación para filtrar la señal EMG considerando como señal de referencia: a) sucesión de impulsos, b) sucesión de un latido promedio de la señal ECG. Y para filtrar la señal VMG con una señal de referencia: c) sucesión de impulsos, d) sucesión de un latido promedio de la señal ECG, e) sucesión de un latido promedio de la señal PC. . . . . 107*

5.18 *Ejemplo del filtrado de la señal VMG contaminada artificialmente con señal PC (mismo segmento que la figura 5.15. Se muestra 1) la señal miográfica contaminada con la señal cardíaca (SNR=0 dB), 2) la señal miográfica y 3) la señal cardíaca a partir de las cuales se genera la señal artificial contaminada, 4) señal miográfica obtenida mediante el método SVD y 5) error entre esta última señal y la señal miográfica original. . . . 109*

5.19 *Esquema de las diferentes señales miográficas y cardíacas introducidas en el filtro adaptativo para el estudio de simulación. . . . . 110*

5.20 *Valores promedio en los doce sujetos del error en el cálculo de los parámetros frecuenciales y RMS a partir de la señal EMG contaminada con señal ECG con diferente SNR, y filtrada mediante un filtro adaptativo con diferentes valores de  $\mu$ . Se observa, además, el  $RMS_{error}$  para un paciente a partir de la simulación con diferentes SNR y filtros adaptativos. Se muestra correspondencia entre valores  $\mu$  y color de la curva. . . . . 112*

5.21 *Valores promedio en doce sujetos del error en el cálculo de los parámetros frecuenciales y RMS a partir de la señal VMG contaminada con PC con diferente SNR, y filtrada mediante un filtro adaptativo con diferentes valores de  $\mu$  y SVD. Se observa, además, el  $RMS_{error}$  para un paciente a partir de la simulación con diferentes SNR y filtros adaptativos. Se muestra correspondencia entre valores  $\mu$ -SVD y color de la curva. . . . . 114*

- 5.22 *Valores promedio en doce sujetos del error en el cálculo de los parámetros de correlación: tiempos de retardo medio normalizado respecto a la duración del período de inspiración para retardos negativos,  $l_{ni}$ , y positivos,  $l_{pi}$ , así como porcentaje de área para retardos positivos a partir de las señales EMG y VMG contaminadas con señal ECG y PC, respectivamente, con diferentes SNR, y filtrada mediante un filtro adaptativo con diferentes valores de  $\mu$  y SVD. Se muestra la correspondencia entre valores  $\mu$  con la entrada de referencia utilizada entre paréntesis-SVD (señal EMG en primer lugar y señal VMG en segundo lugar) y color de la curva. . . . . 115*
- 5.23 *Señal EMG real correspondiente a dos ciclos respiratorios registrada a un paciente con una carga del 75% MCS. . . . . 118*
- 5.24 *Ejemplo de detección de complejos QRS en la 1) señal EMG ante una carga del 15% MCS en un paciente con EPOC. Se presenta las siguientes señales: 2) salida del filtro adaptado  $h(n)$  y 3) su derivada, 4) salida del filtro  $h_2(n)$  y 5) su derivada. Los instantes detectados se muestra con líneas discontinuas verticales. . . . . 120*
- 5.25 *Respuestas impulsionales de los dos filtros utilizados en la detección de complejos QRS:  $h(n)$  del filtro adaptado (en trazo continuo), y  $h_2(n)$  correspondiente a la convolución de  $h(n)$  consigo misma. . . . . 121*
- 5.26 *Módulo de las respuestas frecuenciales de los dos filtros utilizados en la detección de complejos QRS:  $|H(f)|$  del filtro adaptado (en trazo continuo), y  $|H_2(f)| = |H(f)|^2$ . Se utiliza un periodograma de Welch con 400 muestras/segmento y solapamiento del 50% en la estimación, para las respuestas impulsionales de la figura 5.25 . . . . . 122*
- 5.27 *Ejemplo de detección de complejos QRS en la 1) señal EMG ante una carga del 43% MCS. Se presenta las siguientes señales: 2) salida del filtro adaptado  $h(n)$  y 3) su derivada, 4) salida del filtro  $h_2(n)$  y 5) su derivada. Los instantes detectados se muestra con líneas discontinuas verticales. . . 123*
- 5.28 *Ejemplo de detección de complejos QRS en la 1) señal EMG ante una carga del 71% MCS. Se presenta las siguientes señales: 2) salida del filtro adaptado  $h(n)$  y 3) su derivada, 4) salida del filtro  $h_2(n)$  y 5) su derivada. Los instantes detectados se muestra con líneas discontinuas verticales. . . 123*
- 5.29 *Ejemplo de detección de complejos QRS en la 1) señal EMG ante una carga del 85% MCS. Se presenta las siguientes señales: 2) salida del filtro adaptado  $h(n)$  y 3) su derivada, 4) salida del filtro  $h_2(n)$  y 5) su derivada. Los instantes detectados se muestra con líneas discontinuas verticales. . . 124*
- 5.30 *Algoritmo de detección de los complejos QRS. . . . . 125*
- 5.31 *Instantes detectados de los complejos QRS en la señal EMG real correspondiente a dos ciclos respiratorios registrada a un paciente con una carga del 75% MCS. . . . . 126*

5.32 Señales a) EMG original correspondiente a una carga de 50g (15% MCS) del protocolo incremental, b) EMG filtrada con entrada de referencia sucesión de impulsos ( $\mu = 10^{-2}$ ) y c) EMG filtrada con entrada de referencia sucesión de un latido ECG promedio ( $\mu = 3 \cdot 10^{-3}$ ). . . . . 126

5.33 Diagrama de bloques que indica los diferentes pasos realizados en el procesado de señales miográficas reales en la reducción de actividad cardíaca. En cada apartado se indica el nombre de la rutina \*.m que realiza el proceso. 127

5.34 Ejemplo de señal EMG y VMG reales contaminadas con señales ECG y PC, respectivamente, y las señales filtradas mediante filtrado adaptativo con el algoritmo LMS y el método de descomposición en valores singulares. 129

5.35 Ejemplo de señal 1) EMG y 3) VMG registradas con carga baja, 17% MCS, en el protocolo incremental. Se muestra las siguientes señales filtradas: 2) EMG mediante filtrado adaptativo y VMG mediante 4) filtrado adaptativo y 5) método SVD. . . . . 131

5.36 Ejemplo de señal 1) EMG y 3) VMG registradas con carga media, 50% MCS, en el protocolo incremental. Se muestra las siguientes señales filtradas: 2) EMG mediante filtrado adaptativo y VMG mediante 4) filtrado adaptativo y 5) método SVD. . . . . 131

5.37 Ejemplo de señal 1) EMG y 3) VMG registradas con carga alta, 83% MCS, en el protocolo incremental. Se muestra las siguientes señales filtradas: 2) EMG mediante filtrado adaptativo y VMG mediante 4) filtrado adaptativo y 5) método SVD. . . . . 132

5.38 Evolución de los siguientes parámetros durante el protocolo incremental en un sujeto: frecuenciales ( $f_c$ ,  $f_m$  y ratio H/L) y temporales (RMS) en señales EMG y VMG, y parámetros de correlación (tiempo de retardo medio normalizado respecto al período de inspiración para retardos negativos y positivos y porcentaje del área para retardos positivos de la FCC. . . . . 133

5.39 DEP de la señal EMG, en la parte superior, original y filtrada mediante el filtrado adaptativo y de la señal VMG, en la parte inferior, original y filtrada mediante el filtrado adaptativo y SVD. Se muestra el caso de un sujeto con una carga baja (17% MCS), media (50% MCS) y alta (83% MCS) en el protocolo incremental. . . . . 134

6.1 DEP estimadas mediante periodograma de Welch correspondiente a: a) señal EMG con  $P=10$ ,  $D=536$  (trazo azul continuo),  $P=24$ ,  $D=240$  (trazo rojo discontinuo) y  $P=82$  segmentos,  $D=72$  muestras cada segmento (trazo negro de puntos). b) Señal VMG con  $P=4$ ,  $D=96$  (trazo azul continuo),  $P=8$ ,  $D=54$  (trazo rojo discontinuo) y  $P=16$  segmentos,  $D=30$  muestras cada segmento (trazo negro de puntos). . . . . 151

- 6.2 Valor de var  $\{P_C(f)\} / P_{xx}^2$  con ventana rectangular (continua), Bartlet (discontinua), Blackman (discontinua-puntos) y Hanning (puntos). La menor varianza se alcanza con la última ventana. . . . . 154
- 6.3 DEP estimadas mediante correlograma correspondiente a: a) señal EMG y b) señal VMG con  $L/N=10\%$  (trazo azul continuo),  $L/N=5\%$ , (trazo rojo discontinuo) y  $L/N=2\%$  (trazo negro de puntos). . . . . 155
- 6.4 DEP estimadas mediante un modelo AR correspondiente a las señales a) EMG y b) VMG. Se selecciona diferentes órdenes del modelo: AR(40) en trazo azul continuo, AR(10) en rojo discontinuo y AR(4) en serie de puntos negros. . . . . 162
- 6.5 DEP estimadas mediante un modelo MA correspondiente a las señales a) EMG y b) VMG. Se selecciona diferentes órdenes del modelo: MA(40) en trazo continuo, MA(10) en discontinuo y MA(4) en serie de puntos en color negro. . . . . 164
- 6.6 DEP estimadas mediante un modelo ARMA correspondiente a las señales a) EMG y b) VMG. Se selecciona diferentes órdenes del modelo: ARMA(30,14) en trazo azul continuo, ARMA(10,6) en rojo discontinuo y ARMA(4,2) en serie de puntos en color negro. . . . . 165
- 6.7 Evolución de los parámetros frecuenciales:  $f_c$ ,  $f_m$  y ratio  $H/L$ , en función del número de segmentos utilizados en el periodograma de Welch correspondiente a la señal EMG (a), b) y c) respectivamente) y señal VMG (d), e) y f) respectivamente). Se aplica diferentes ventanas: rectangular (trazo azul continuo), Bartlett (trazo rojo discontinuo) y Hanning (trazo negro de puntos). . . . . 166
- 6.8 Evolución de los parámetros frecuenciales:  $f_c$ ,  $f_m$  y ratio  $H/L$ , en función de la longitud de la ventana (% respecto al número total de muestras) utilizadas en el correlograma correspondiente a la señal EMG (a), b) y c) respectivamente) y señal VMG (d), e) y f) respectivamente). Se aplica diferentes ventanas: rectangular (trazo azul continuo), Bartlett (trazo rojo discontinuo) y Hanning (trazo negro de puntos). . . . . 167
- 6.9 Evolución de los parámetros frecuenciales:  $f_c$ ,  $f_m$  y ratio  $H/L$ , en función del orden del modelo utilizado en el método paramétrico: AR (trazo azul continuo), MA (trazo rojo discontinuo) y ARMA (trazo negro de puntos) correspondiente a la señal EMG (a), b) y c) respectivamente) y señal VMG (d), e) y f) respectivamente). . . . . 168



- 6.10 *Evolución de la desviación estándar en cinco ciclos respiratorios de los parámetros frecuenciales:  $f_c$ ,  $f_m$  y ratio  $H/L$ , en función del número de segmentos utilizados en el periodograma de Welch correspondiente a la señal EMG (a), b) y c) respectivamente) y señal VMG (d), e) y f) respectivamente). Se aplica diferentes ventanas: rectangular (trazo azul continuo), Bartlett (trazo rojo discontinuo) y Hanning (trazo negro de puntos). . . . . 170*
- 6.11 *Evolución de la desviación estándar en cinco ciclos respiratorios de los parámetros frecuenciales:  $f_c$ ,  $f_m$  y ratio  $H/L$ , en función de la longitud de la ventana (% respecto al número total de muestras) utilizadas en el correlograma correspondiente a la señal EMG (a), b) y c) respectivamente) y señal VMG (d), e) y f) respectivamente). Se aplica diferentes ventanas: rectangular (trazo azul continuo), Bartlett (trazo rojo discontinuo) y Hanning (trazo negro de puntos). . . . . 171*
- 6.12 *Evolución de la desviación estándar en cinco ciclos respiratorios de los parámetros frecuenciales:  $f_c$ ,  $f_m$  y ratio  $H/L$ , en función del orden del modelo utilizado en el método paramétrico: AR (trazo azul continuo), MA (trazo rojo discontinuo) y ARMA (trazo negro de puntos) correspondiente a la señal EMG (a), b) y c) respectivamente) y señal VMG (d), e) y f) respectivamente). . . . . 171*
- 6.13 *Evolución de la desviación estándar en cinco ciclos respiratorios de los parámetros frecuenciales:  $f_c$ ,  $f_m$  y ratio  $H/L$ , en función índice del estimador utilizado: número de segmentos en el periodograma de Welch (trazo azul continuo), longitud de ventana en el correlograma (trazo rojo discontinuo) y orden del modelo AR (trazo negro de puntos) correspondiente a la señal EMG (a), b) y c) respectivamente) y señal VMG (d), e) y f) respectivamente). Los métodos no paramétricos utilizan una ventana Hanning. . 172*
- 6.14 *RMS (media de la población y desviación estándar) de la señal EMG (trazo continuo, +) y VMG (trazo de puntos, o) en porcentaje, en función del % MCS en la prueba IC. . . . . 173*
- 6.15 *Cociente de RMS entre señales EMG y VMG (media de la población y desviación estándar) en la prueba IC (trazo continuo, +) y M1 (trazo de puntos, o) en función del % MCS y del % TDT, respectivamente. . . . . 173*
- 6.16 *Pendientes del RMS en el primer incremento de carga en la prueba IC en función de  $VEF_1$ , para las señales a) EMG y b) VMG. . . . . 174*
- 6.17 *Valores de  $f_c$  (media de cinco ciclos respiratorios) de señales a) EMG y b) VMG, en función del %MCS en la prueba IC. La  $f_c$  se calcula a partir de la DEP estimada mediante diferentes métodos. . . . . 175*

- 6.18 *Pendientes de la  $f_c$  y  $f_m$  en el primer incremento de carga de la prueba IC en función del  $VEF_1$  para señales a) EMG y b) VMG, respectivamente. Los parámetros frecuenciales se calculan a partir de la DEP estimada mediante diferentes métodos: AR(40) (trazo rojo continuo), MA(4) (trazo azul continuo), ARMA(4,2) (trazo verde discontinuo) y correlograma cuando la longitud de la ventana Hanning es  $L=5\%$  (trazo negro de puntos). 175*
- 6.19 *Valores del RMS (media de la población con EPOC y desviación estándar) de la señal EMG (trazo continuo, +), y VMG (trazo de puntos, o), en porcentaje, en función del %TDT en la prueba M1. . . . . 177*
- 6.20 *Ratio H/L (media de la población con EPOC y desviación estándar) de la señal EMG (trazo continuo, +), y VMG (trazo de puntos, o), en porcentaje, en función del %TDT en la prueba M1. . . . . 178*
- 6.21 *Pendientes del ratio H/L en el último período de la prueba M1 en función del  $VEF_1$ , para la a) señal EMG y b) señal VMG. Se calcula los parámetros frecuenciales de la DEP estimada mediante diferentes métodos: AR(40) (trazo rojo continuo), MA (trazo azul continuo), ARMA(4,2) (trazo verde discontinuo) y correlograma con longitud de la ventana Hanning  $L = 5\%$  (trazo negro de puntos). En ambas señales, no se considera un paciente debido a la elevada desviación estándar obtenida en los últimos cinco ciclos respiratorios. . . . . 179*
- 7.1 *RMS de la señal EMG en la prueba IC en ambos grupos de individuos. . . 190*
- 7.2 *RMS de la señal EMG en la prueba IR en ambos grupos de individuos. . . 190*
- 7.3 *Duración del período inspiratorio normalizado respecto a la duración total del ciclo en la prueba IC. . . . . 191*
- 7.4 *Duración del período inspiratorio en la prueba IR en ambos grupos de individuos. . . . . 191*
- 7.5 *TRM para retardos positivos normalizado respecto al periodo inspiratorio de la FCC en la prueba IC. . . . . 192*
- 7.6 *TRM para retardos positivos normalizado respecto al periodo inspiratorio de la FCC en la prueba IR. . . . . 192*
- 7.7 *TRM para retardos negativos normalizado respecto al periodo inspiratorio de la FCC en la prueba IC. . . . . 192*
- 7.8 *TRM para retardos negativos normalizado respecto al periodo inspiratorio de la FCC en la prueba IR. . . . . 192*
- 7.9 *Area de la FCC para retardos positivos en la prueba IC. . . . . 193*
- 7.10 *Area de la FCC para retardos positivos en la prueba IR. . . . . 193*

7.11	<i>fc de la DEP de la señal EMG en ambos grupos en la prueba IC.</i>	194
7.12	<i>fc de la DEP de la señal EMG en ambos grupos en la prueba IR.</i>	194
7.13	<i>Ratio H/L de la DEP de la señal EMG en la prueba IC.</i>	195
7.14	<i>Ratio H/L de la DEP de la señal EMG en la prueba IR.</i>	195
7.15	<i>Duración del período inspiratorio respecto al total del ciclo en la prueba M1.</i>	198
7.16	<i>Duración del período inspiratorio respecto al total del ciclo en la prueba M2.</i>	198
7.17	<i>Duración del período inspiratorio en la prueba M2.</i>	198
7.18	<i>RMS de la señal EMG durante la prueba M1.</i>	200
7.19	<i>RMS de la señal VMG durante la prueba M1.</i>	200
7.20	<i>Cociente de RMS entre las señales miográficas en ambas poblaciones durante la prueba M1.</i>	200
7.21	<i>Cociente de RMS entre las señales miográficas en ambas poblaciones durante la prueba M2.</i>	200
7.22	<i>RMS de la señal EMG, normalizado respecto la media de todo el protocolo, para la prueba M1.</i>	201
7.23	<i>RMS de la señal EMG, normalizado respecto la media de todo el protocolo, para la prueba M2.</i>	201
7.24	<i>RMS de la señal VMG, normalizado respecto la media de todo el protocolo, para la prueba M1.</i>	201
7.25	<i>RMS de la señal VMG, normalizado respecto la media de todo el protocolo, para la prueba M2.</i>	201
7.26	<i>Variación del período inspiratorio entre intervalos inicial, central y final en la prueba M1.</i>	202
7.27	<i>Variación del período inspiratorio entre intervalos inicial, central y final en la prueba M2.</i>	202
7.28	<i>TRM para retardos positivos normalizado respecto a la duración del periodo inspiratorio en la prueba M1.</i>	203
7.29	<i>TRM para retardos positivos normalizado respecto a la duración del periodo inspiratorio en la prueba M2.</i>	203
7.30	<i>TRM para retardos positivos durante la prueba M2 para cada grupo.</i>	204
7.31	<i>Frecuencia central de la señal EMG en la prueba M1.</i>	204
7.32	<i>Frecuencia central de la señal EMG en la prueba M2.</i>	204

7.33	<i>Frecuencia media de la señal EMG en la prueba M1.</i>	205
7.34	<i>Frecuencia media de la señal EMG en la prueba M2.</i>	205
7.35	<i>Ratio HL de la DEP de la señal EMG en la prueba M1.</i>	205
7.36	<i>Ratio HL de la DEP de la señal EMG en la prueba M2.</i>	205
7.37	<i>Ratio HL de la DEP de la señal VMG en la prueba M1.</i>	206
7.38	<i>Ratio HL de la DEP de la señal VMG en la prueba M2.</i>	206
7.39	<i>Representación de las variables en el plano factorial del análisis para la extracción de dos componentes principales.</i>	219
7.40	<i>Representación de los doce individuos en las dos componentes principales.</i>	219
7.41	<i>Representación de los doce individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'C'.</i>	222
7.42	<i>Representación de los individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'E'.</i>	222
7.43	<i>Representación de las variables en el espacio factorial de dos componentes principales.</i>	225
7.44	<i>Representación de los doce individuos en las dos componentes principales.</i>	225
7.45	<i>Representación de los doce individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'C'.</i>	228
7.46	<i>Representación de los individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'D'.</i>	228
7.47	<i>Representación de los individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'E'.</i>	228
7.48	<i>Representación de las variables en el plano factorial del análisis para la extracción de dos componentes principales.</i>	232
7.49	<i>Representación de los doce individuos en las dos componentes principales.</i>	232
7.50	<i>Representación de los doce individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'C'.</i>	236
7.51	<i>Representación de los individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'D'.</i>	236
7.52	<i>Representación de las variables en el plano factorial del análisis para la extracción de dos componentes principales.</i>	238
7.53	<i>Representación de los doce individuos en las dos componentes principales.</i>	238

---

7.54	<i>Representación de los doce individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'A'.</i>	241
7.55	<i>Representación de los individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'B'.</i>	241
7.56	<i>Representación de los individuos en las dos componentes extraídas en el análisis factorial 'C'.</i>	242



# Índice de Tablas

1.1	<i>Cálculo aproximado de los costes económicos debidos a la EPOC en España. Reproducido de [Morera, 1992] . . . . .</i>	10
1.2	<i>Contenido de los artículos sobre el análisis temporal de señales EMG y VMG. . . . .</i>	28
1.3	<i>Contenido de los artículos sobre el análisis frecuencial de señales EMG y VMG. . . . .</i>	31
2.1	<i>Contenidos de los artículos sobre la señal EMG del músculo ECM. . . . .</i>	36
2.2	<i>Edad, peso, altura, volumen espiratorio forzado en el primer segundo (<math>VEF_1</math>), capacidad vital forzada (CVF) y porcentaje del volumen espiratorio forzado respecto la capacidad vital forzada (<math>VEF_1/CVF</math>) de los doce sujetos de estudio. Lecturas del <math>VEF_1</math> y de la CVF en porcentaje respecto a la lectura prevista para una categoría dada de sexo, edad y altura. Los valores de <math>VEF_1/CVF</math> corresponden al de <math>VEF_1</math> como porcentaje de la CVF. . .</i>	43
6.1	<i>Cociente varianza/media de los parámetros frecuenciales (<math>f_c</math>, <math>f_m</math> y ratio <math>H/L</math>) con respecto a la longitud de la ventana utilizada en el método correlograma: rectangular, Bartlett y Hanning. . . . .</i>	167
6.2	<i>Cociente varianza/media de los parámetros frecuenciales (<math>f_c</math>, <math>f_m</math> y ratio <math>H/L</math>) con respecto a la variable utilizada en el método de estimación: número de segmentos en el periodograma Welch, longitud de la ventana en el correlograma y orden del modelo en los métodos paramétricos. Los métodos no paramétricos utilizan la ventana Hanning para su estimación. .</i>	169
6.3	<i>Pendientes de la regresión lineal calculadas de la relación entre la pendiente del parámetro frecuencial en el primer incremento de carga de la prueba IC y el <math>VEF_1</math> para diferentes métodos de estimación espectral. Se muestra también los coeficientes de regresión (<math>r</math>). . . . .</i>	176

6.4	<i>Pendientes de la regresión lineal calculadas de la relación entre la pendiente del parámetro frecuencial en el último período de la prueba M1 y el <math>VEF_1</math> para diferentes métodos de estimación espectral. Se muestra también los coeficientes de regresión (<math>r</math>).</i>	179
7.1	<i>p-valor del contraste lineal para diferentes parámetros de correlación evaluado mediante el efecto tramo en ambas pruebas respiratorias.</i>	193
7.2	<i>Parámetros seleccionados en las pruebas incrementales con el nivel de significación estadística.</i>	196
7.3	<i>Pruebas de normalidad para la diferencia entre los tramos 4 y 5 del parámetro <math>EV_{rms}</math>.</i>	201
7.4	<i>Niveles de significación para diversos parámetros de correlación mediante el análisis univariable y los contrastes lineales.</i>	203
7.5	<i>Niveles de significación para los parámetros frecuenciales de la señal EMG de las variables transformadas obtenidas mediante contraste Helmert (tramo 1 con promedio de los tramos 2 a 5) y Diferencia (promedio de tramos 1 a 4 con tramo 5).</i>	205
7.6	<i>Parámetros seleccionados en las pruebas mantenidas con el nivel de significación estadística.</i>	207
7.7	<i>Comunalidades de las variables seleccionadas en el MANOVA de medidas repetidas en la prueba IC mediante la extracción de cinco componentes principales.</i>	217
7.8	<i>Varianzas explicadas por el modelo en la extracción de componentes principales sin rotación.</i>	218
7.9	<i>Contribución de cada variable a la componente principal del modelo para la extracción de cuatro componentes rotadas.</i>	218
7.10	<i>Contribución de cada variable a la componente principal del modelo para la extracción de dos componentes rotadas.</i>	218
7.11	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'C'.</i>	220
7.12	<i>Resultados del análisis de componentes principales para los diferentes subgrupos de variables.</i>	221
7.13	<i>Comunalidades de las variables seleccionadas en el MANOVA de medidas repetidas en la prueba IR mediante la extracción de cinco componentes principales.</i>	223
7.14	<i>Varianzas explicadas por el modelo en la extracción de componentes principales sin rotación.</i>	224



7.15	<i>Contribución de cada variable a la componente principal del modelo para la extracción de cuatro componentes rotadas.</i>	224
7.16	<i>Contribución de cada variable a la componente principal del modelo para la extracción de dos componentes rotadas.</i>	224
7.17	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'C'.</i>	226
7.18	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'E'.</i>	227
7.19	<i>Resultados del análisis de componentes principales para los diferentes subgrupos de variables.</i>	227
7.20	<i>Comunalidades de las variables seleccionadas en el MANOVA de medidas repetidas en la prueba M1 mediante la extracción de cinco componentes principales.</i>	230
7.21	<i>Varianzas explicadas por el modelo en la extracción de componentes principales sin rotación.</i>	231
7.22	<i>Contribución de cada variable a la componente principal del modelo para la extracción de cuatro componentes rotadas.</i>	231
7.23	<i>Contribución de cada variable a la componente principal del modelo para la extracción de dos componentes rotadas.</i>	231
7.24	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'B'.</i>	233
7.25	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'C'.</i>	234
7.26	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'D'.</i>	234
7.27	<i>Resultados del análisis de componentes principales para los diferentes subgrupos de variables.</i>	235
7.28	<i>Comunalidades de las variables seleccionadas en el MANOVA de medidas repetidas en la prueba M1 mediante la extracción de cinco componentes principales.</i>	236
7.29	<i>Varianzas explicadas por el modelo en la extracción de componentes principales sin rotación.</i>	237
7.30	<i>Contribución de cada variable a la componente principal del modelo para la extracción de cuatro componentes rotadas.</i>	238
7.31	<i>Contribución de cada variable a la componente principal del modelo para la extracción de dos componentes rotadas.</i>	238
7.32	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'A'.</i>	239
7.33	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'B'.</i>	240
7.34	<i>Matriz de correlación de las variables del subgrupo 'D'.</i>	240

7.35	<i>Resultados del análisis de componentes principales para los diferentes subgrupos de variables.</i>	241
7.36	<i>Resultados de la clasificación utilizando las cuatro componentes principales en la prueba IC.</i>	253
7.37	<i>Resultados de la clasificación utilizando las componentes principales de cuatro subgrupos de variables en la prueba IC.</i>	254
7.38	<i>Resultados de la clasificación utilizando las variables originales seleccionadas en la prueba IC.</i>	255
7.39	<i>Resultados de la clasificación utilizando las cuatro componentes principales en la prueba IR.</i>	256
7.40	<i>Resultados de la clasificación utilizando las componentes principales de cinco subgrupos de variables en la prueba IR.</i>	257
7.41	<i>Resultados de la clasificación utilizando las variables originales seleccionadas en la prueba IR.</i>	259
7.42	<i>Resultados de la clasificación utilizando las cuatro componentes principales en la prueba M1.</i>	261
7.43	<i>Resultados de la clasificación utilizando las componentes principales de cuatro subgrupos de variables en la prueba M1.</i>	262
7.44	<i>Resultados de la clasificación utilizando las variables originales seleccionadas en la prueba M1.</i>	263
7.45	<i>Resultados de la clasificación utilizando las cuatro componentes principales en la prueba M2.</i>	264
7.46	<i>Resultados de la clasificación utilizando las componentes principales de cinco subgrupos de variables en la prueba M2.</i>	266
7.47	<i>Resultados de la clasificación utilizando las variables originales seleccionadas en la prueba M2.</i>	266
7.48	<i>Matriz de correlación de las componentes principales de las cuatro pruebas respiratorias.</i>	269
7.49	<i>Introducción y eliminación de las variables para formar la función discriminante para tres grupos por el método paso a paso.</i>	270
7.50	<i>Resultados de la clasificación utilizando ocho componentes principales de las cuatro pruebas.</i>	270