

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

Capítulo 2

Planteamiento del problema

2.1 Introducción

En el capítulo anterior se ha mostrado que la actividad respiratoria viene definida en gran medida por la acción de músculos respiratorios.

La enfermedad pulmonar obstructiva crónica es una patología respiratoria que afecta al trabajo de dichos músculos. Por tanto el análisis del comportamiento y función de los músculos respiratorios es una herramienta interesante para estudiar esta enfermedad.

Se evalúa la actividad y fatiga muscular mediante estudios cualitativos en el dominio temporal y frecuencial de las señales miográficas EMG y VMG correspondiente a la actividad eléctrica y mecánica del músculo, respectivamente. Sin embargo, los trabajos realizados hasta este momento en la bibliografía y comentados en el Capítulo 1 están centrados, en su mayoría, en músculos de extremidades con unas contracciones musculares isométricas de corta duración.

En el presente capítulo se presentan los trabajos y métodos utilizados actualmente en el análisis de la actividad de músculos respiratorios. Se realiza en su mayoría mediante técnicas invasivas con la estimulación eléctrica del músculo.

En esta tesis se propone un método no invasivo de análisis de la actividad y fatiga muscular del músculo ECM. Para evaluar su función el individuo realiza una serie de ejercicios respiratorios y se extrae diferentes parámetros en el dominio temporal y frecuencial que sirven para estudiar la evolución del músculo durante los tests ventilatorios.

2.2 Antecedentes del estudio de la fatiga muscular respiratoria

2.2.1 Músculo diafragma

La mayoría de técnicas utilizadas hoy en día para evaluar la fatiga de los músculos respiratorios se aplican sobre el diafragma, al ser éste el músculo respiratorio principal. Cuando el diafragma se fatiga falla en su acción de generador de presión.

La fatiga muscular está asociada con un desplazamiento hacia bajas frecuencias de la densidad espectral de potencia de la señal EMG. En concreto, el diafragma se puede estudiar por medio de un electrodo colocado en un globo esofágico situado a nivel del cardias. También se pueden utilizar electrodos de superficie situados convenientemente sobre las paredes del tórax en las zonas desprovistas de actividad intercostal [Meyer, 1985].

A pesar de que los registros de la señal EMG de superficie es el método más sencillo para detectar la fatiga del diafragma, no resultan muy útiles puesto que, al tratarse de un músculo poco accesible desde la superficie, se registra un alto nivel de ruido, permitiendo únicamente realizar una evaluación cualitativa de la fatiga [Sinderby y otros, 1995].

El nervio frénico es un tronco nervioso procedente de la zona cervical que desciende a lo largo del tórax y cuyas ramas terminales inervan el diafragma. Para detectar la fatiga del diafragma se mide las presiones generadas por el músculo a diferentes frecuencias de estimulación frénica [Aubier y otros, 1981][Similowski y otros, 1989].

Aunque la fuerza muscular respiratoria durante esfuerzos estáticos máximos se ha obtenido tradicionalmente midiendo presiones pleural o en boca, estos valores no miden la fuerza desarrollada únicamente por el diafragma, separadamente de los músculos abdominales.

Como se ha visto en el Capítulo 1, la presión transdiafragmática (P_{di}) permite medir la fuerza realizada por el diafragma [Laporta y Grassino, 1985]. Al contraerse el diafragma, se modifican las presiones inspiratorias pleurales y abdominales en sentido opuesto y aumenta de forma notable la P_{di} . Se registra dicha presión mediante dos globos de latex blandos que consisten en dos tubos de polietileno en cuyos extremos se coloca un globo flácido con una pared muy fina. Estos tubos se introducen por la nariz llegando uno hasta el tercio final del esófago y el otro hasta el estómago y son inflados mediante dos canales independientes por el catéter [Mckenzie y Gandevia, 1985]. En la fig. 2.1 se muestra la representación esquemática del método con sus variables básicas:

- Cambios de volumen en el globo esofágico (V_{es}), que son indicativos de la presión esofágica, y por tanto de la pleural (P_p).
- Cambios de volumen en el globo abdominal (V_{ab}), que son indicativos de la presión abdominal (P_{ab}) que coincide con la presión gástrica.
- Potencial de acción del diafragma a la derecha y a la izquierda (PA_R y PA_L).

Para la estimulación frénica se utilizan diversas técnicas de estimulación. Una primera opción es la estimulación transcutánea unilateral del nervio frénico mediante electrodos de aguja. Esta se realiza en el lado derecho del cuello como muestra la fig. 2.2 y es bastante dolorosa por los altos voltajes necesarios (80-100 V de amplitud). Los pulsos utilizados son de 0.1 ms de duración y se utilizan frecuencias de 10, 20, 50 y 100 Hz [Aubier y otros, 1981].

Otra técnica alternativa es utilizar una estimulación bilateral del nervio frénico también en la zona cervical, con pulsos de 0,1 ms de duración y amplitudes menores en voltaje (sobre 7 V), reduciendo así considerablemente la sensación dolorosa [Aubier y otros, 1985].

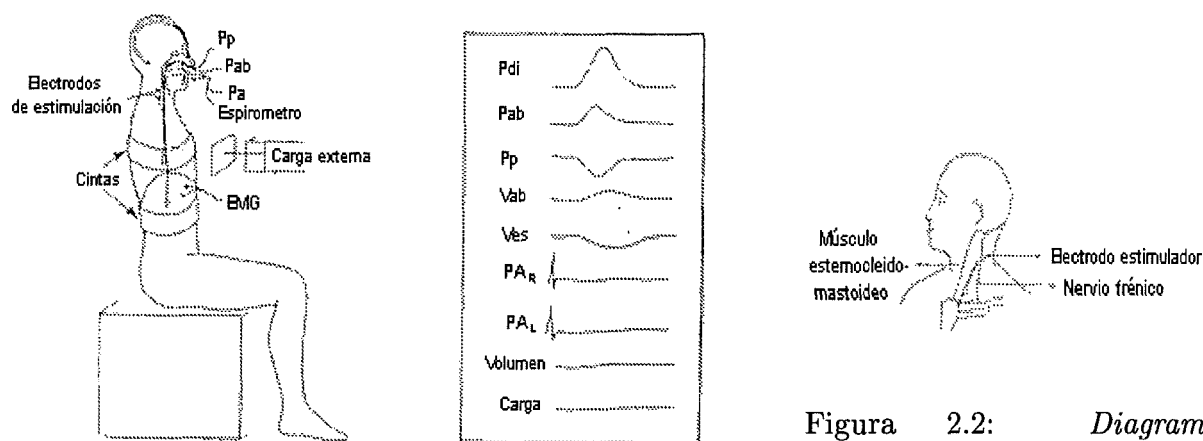


Figura 2.1: Representación esquemática del método para la evaluación de la fatiga muscular respiratoria mediante la estimulación transcutánea unilateral del nervio frénico. (Reproducido de [Hubmayr y otros, 1989])

Figura 2.2: Diagrama anatómico mostrando la localización de la aguja en la parte posterior del músculo ECM en área supraclavicular. (Reproducido de [Aubier y otros, 1985])

La Pdi aumenta cuando incrementa la frecuencia de estimulación y desciende una media del 45% con la fatiga del músculo producida al respirar contra cargas resistivas. En pacientes con EPOC se obtienen Pdi menores que en sujetos sanos y la fatiga del diafragma se presenta con mayor frecuencia y de forma más rápida [Hubmayr y otros, 1989][Kongragunta y otros, 1988].

Este sistema para evaluar la fatiga muscular respiratoria a partir de la medida de la presión transdiafragmática resulta claramente invasivo, pues supone la introducción de catéteres para medir presión; y doloroso, debido a la estimulación necesaria del nervio frénico a nivel cervical.

2.2.2 Músculo esternocleidomastoideo

Se han presentado pocos estudios en la bibliografía relacionados con la señal EMG del músculo respiratorio ECM durante ejercicios ventilatorios. A continuación se presentan algunos de ellos que han sido resumidos en la tabla 2.1.

AUTOR	AÑO	SUJETOS	PARAMETROS	PRUEBAS	RESULTADOS
Pardy Rivinston Despas Macklen	1981	12 pacientes: * Grupo A (GA): 5 personas * Grup B (GB): 7 personas 1 mes de control + 2 meses de en- trenamiento res- piratorio diario.	Resistencia del músculo escaleno medido con el ratio H/L (EMG): L: 20-40 Hz H: 130-238 Hz R_{crit} : resistencia mín que provoca descenso del 20% del H/L. TR: tiempo resistencia manteniendo nivel de fuerza. Frec centrales (músculo escaleno): 101-189 Hz	Estudios comparativos antes/después del en- trenamiento respirat.: 1) Medida TR con po- tencia de salida constante. 2) Ejercicio progresivo con max potencia (pot) de salida. 3) Caminar 12' con rapi- dez máxima.	1) Presión en boca y flujo no varían. GA: TR no varía y H/L no decrece (fatiga múscu- lo no participa/limita el ejercicio respiratorio). GB: TR crece y H/L decrece antes pero no rá- pidamente como tras entrenamiento (\Rightarrow mejo- rando el músculo mejora ejercicio respiratorio). 2) GA: Potencia de salida y flujo no varía. GB: Pot salida aumenta y ventilación de O_2 cte \Rightarrow sube eficiencia del trabajo con entrenamiento. 3) GA i GB: aumenta la distancia recorrida (el GB ya lo hace el mes de control). Entrenamiento \Rightarrow "fuerza" músculo crece (R_{crit} más grande con entrenamiento, sobre todo al GB).
Wilson Cooke Moxham Spiro	1981	Cuatro sujetos sanos (N) y 5 pa- cientes EPOC(P)	Estimulación de ECM con pulsos cuadrados de 50 ns, 50-80 v y frecs: 1, 10, 20, 50, 100 Hz. LFF: fatiga a baja frec: ratio fuerzas estimulán- do 20/50 Hz cae 15% V_E : ventilación espira- tória (l/min). MBC: max capacid resp.	Estudios finales con ex- perimentos diferentes: 1) Caminar 12 minutos 2) Ventilación voluntaria max sostenida durante 10 minutos. 3) Ejercicio progresivo (sólo en N).	1) N: V_E final=65 l/min: 45% MBC; ratio 20:50 cte P: V_E final=32 l/min: 82% MBC; rati 20:50 cae 28% Hay diferencia entre pacientes i sanos. 2) N: V_E final=121 l/min: 82.2% MBC. P: V_E final=35.4 l/min: 89.6% MBC. Decae mucho el ratio 20:50 en N y P (\Rightarrow fatiga). LFF aumenta proporcionalmente a >65% MBC. 3) Ratio 20:50 decae bastante (\Rightarrow fatiga). LFF del ECM no afecta a presiones en boca ni a V_{CO_2} (ya que diafragma tarda más en fatigarse). Aminoflina no mejora el ejercicio respiratorio ni fatiga muscular antes, durante ni tras el ejercicio. Ratio 20:50 cae 35% 10' después de llegar la fatiga MVC cae 24% 1' después de llegar la fatiga. TR invers. proporcional a reducción ratio 20:50. EMG/fuerza: rel. lineal y pendiente sube 5' tras la fatiga y en 1h recupera pendiente inicial pero 20:50 aún está reducido (ratio es mejor indicador fatiga). LFF se desarrolla antes a contracciones altas.
Efthimou Fleming Edwards Spiro	1986	Cinco sujetos sanos.	La misma estimulación ECM con pulsos 30-60v como artículo anterior. LFF: cada ratio 20:50.	Flexión cuello 70% MVC Inyección de aminoflina antes y/o durante y/o después del ejercicio.	
Efthimou Belman Holman Edwards Caino	1986	Cinco sujetos sanos.	La misma estimulación ECM de los anteriores. EMG rectificado (0.1 s) y filtrado (3-300 Hz). TR: tiempo resistencia	Flexión cuello 50% MVC descanso e iniciar ejer- cicio (flexions cuello 35% MVC) a diferentes re- ducciones iniciales ratio	

Tabla 2.1: Contenidos de los artículos sobre la señal EMG del músculo ECM.

En los tres últimos trabajos [Wilson y otros, 1984] [Efthimou y otros, 1986(a)] [Efthimou y otros, 1986(b)] se utiliza técnicas de estimulación del músculo ECM mediante electrodos de superficie con pulsos cuadrados de 50 ns de duración, entre 50 y 80 V de amplitud y frecuencias de 1,10,20,50 y 100 Hz. Se denomina fatiga a baja frecuencia cuando la relación entre la fuerza ante estimulaciones de 20 Hz y la correspondiente a 50 Hz decrementa un 15%. A continuación se describe estos trabajos:

- Se analiza la función del músculo durante tres ejercicios respiratorios diferentes [Wilson y otros, 1984]:
 - caminar durante doce minutos,
 - ventilación voluntaria máxima durante diez minutos, y
 - un ejercicio en que la fuerza muscular respiratoria aumenta progresivamente.

De sus resultados no se puede extraer la conclusión que la fatiga muscular afecte a la ventilación (presión en boca y volumen espiratorio) ya que el diafragma tarda más en fatigarse que el músculo ECM. Esto es debido a que este último tiene un mayor porcentaje de fibras FT. Niveles de ventilación superiores al 65% de la máxima capacidad respiratoria provocan fatiga muscular del ECM y es más rápida cuanto mayor sea dicho nivel. Además, caminar doce minutos es suficiente para provocar fatiga en pacientes con EPOC.

- Se estudia el efecto de la aminofilina en la fatiga del músculo ECM en sujetos sanos [Efthimou y otros, 1986(b)]. Se alcanza dicha fatiga mediante continuas flexiones del cuello hasta no aguantar el nivel de contracción. Los resultados no demuestran mejora de la actividad ni de fatiga del músculo con la aminofilina.
- El último trabajo se realiza con contracciones del cuello en personas sanas y enfermas [Efthimou y otros, 1986(a)]. La fatiga se desarrolla más rápidamente incrementando la fuerza de contracción. Pequeñas reducciones del ratio 20:50¹ coinciden con tiempos de resistencia elevados. Por tanto, la fatiga afecta a la resistencia del músculo. Inmediatamente después de la fatiga el ratio desciende y la amplitud de la señal EMG aumenta. Después de una hora, mientras el ratio 20:50 continúa reflejando fatiga, la pendiente de la regresión entre la amplitud de la señal EMG y la fuerza desarrollada recupera su valor inicial. Por consiguiente, esta última pendiente no es tan buen indicador de fatiga como el ratio.

El músculo escaleno es también un músculo del cuello situado por detrás del músculo ECM. Se realiza un estudio antes y después de dos meses de entrenamiento respiratorio diario consistente en tres ejercicios diferentes [Pardy y otros, 1981]. Para medir la fatiga del músculo se utiliza el ratio A/B^2 de la señal EMG. La resistencia crítica es aquella

¹Ratio 20:50 : relación entre la fuerza ante estimulaciones de 20 Hz y la fuerza ante estimulaciones de 50 Hz.

²Relación entre la energía de las componentes a altas y bajas frecuencias de la función DEP con unos rangos de frecuencia determinados.

que produce un descenso del 20% de dicho ratio como síntoma de un desplazamiento hacia bajas frecuencias debido a la fatiga muscular. El esfuerzo muscular respiratorio está reflejado por las presiones inspiratorias en boca, y la resistencia muscular por la señal EMG del escaleno.

De los doce pacientes estudiados hay un grupo de siete personas en que la ventilación y la eficiencia del ejercicio mejora con el entrenamiento, acompañada de un aumento de la resistencia del músculo escaleno que tarda más en fatigarse. De ello se deduce que la fatiga del músculo limita el ejercicio respiratorio y, por tanto, mejora apreciablemente con el entrenamiento. En el resto de enfermos no se observa una mejora ventilatoria tan acentuada ni un cambio en el comportamiento del músculo debido, seguramente, a que en este grupo la fatiga del músculo no participa tanto en la limitación de la ventilación siendo otros factores los más relevantes: el estado cardiovascular, la forma física o la motivación. En consecuencia, en este estudio no pudo apreciarse en todos los pacientes la influencia del trabajo del escaleno en la actividad respiratoria. Se observa, pues, que en este tipo de trabajos otros factores externos a la función muscular y respiratoria afectan a los resultados obtenidos.

2.3 Objetivos de la tesis

El objetivo principal a alcanzar en la presente tesis es estudiar la actividad muscular respiratoria para analizar las estrategias de funcionamiento y la mecánica ventilatoria en personas sanas y pacientes con EPOC durante diferentes protocolos ventilatorios. En concreto, el análisis se centra en el músculo respiratorio accesorio ECM. Para alcanzar el objetivo principal se determina los siguientes objetivos parciales:

1. **Definición de un protocolo respiratorio** a realizar por los sujetos en estudio mediante diferentes ejercicios. Dichos tests han de permitir analizar diferentes situaciones de nivel ventilatorio del individuo, desde el estado de reposo a la ventilación forzada. También ha de estar definido para conseguir un estado de fatiga muscular respiratoria que permita evaluar la función del músculo respiratorio en esa condición.
2. **Diseño del sistema completo de instrumentación médica** para la adquisición de las señales miográficas y respiratorias de interés mediante técnicas no invasivas. Selección y utilización de la instrumentación necesaria en el Hospital Germans Trias i Pujol de Badalona: transductores, etapa de amplificación y filtrado, y conversión analógica-digital para el almacenamiento de los datos en un ordenador personal que permita su posterior tratamiento. Definición de las especificaciones y características de cada una de las etapas de adquisición para un correcto registro de las señales.
3. **Creación de una base de datos de señales musculares y respiratorias** procedente de sujetos sanos que forman el grupo control, y pacientes con la patología respiratoria EPOC que forman el grupo de enfermos. Esta base de datos ha de estar

compuesta de registros de seis individuos en cada grupo. Este número se considera suficiente para la obtención de resultados preliminares mínimamente fiables. La base de datos no es de utilidad únicamente para el análisis de la presente tesis, sino que será usada para futuros trabajos del Departamento en esta línea de investigación.

4. **Definición de parámetros** que reflejen diferentes niveles de actividad del músculo respiratorio y posible fatiga muscular. Algunos parámetros se seleccionan entre los más utilizados en estudios de músculos de extremidades en contracciones isométricas y el resto se define a partir de las características propias del presente estudio. Los parámetros se agrupan en temporales, frecuenciales y procedentes de la correlación cruzada entre ambas señales miográficas.
5. **Acondicionamiento de señales biomédicas de origen muscular y respiratorio** que permita los siguientes objetivos:
 - Analizar la actividad del músculo ciclo a ciclo respiratorio.
 - Eliminar el ruido debido al protocolo respiratorio que no corresponde a la actividad propiamente del músculo como el temblor muscular y la frecuencia de respiración.
 - Reducir en las señales EMG y VMG las interferencias procedentes de la actividad cardíaca: señal electrocardiográfica y pulso cardíaco, respectivamente, para su posterior tratamiento.

Se plantea estudiar comparativamente diversas técnicas de filtrado para lograr este último objetivo y escoger la mejor opción en este estudio.

6. **Evaluar diferentes estimadores espectrales univariados no paramétricos y paramétricos sobre señales miográficas** que se adecúen mejor a la morfología de la señal y permitan extraer características eléctricas y mecánicas del comportamiento del músculo. Este objetivo incluye los siguientes aspectos:
 - Analizar el compromiso entre varianza y resolución frecuencial en cada uno de ellos.
 - Estudiar la influencia del estimador en los parámetros frecuenciales de interés extraídos a partir de la DEP y la variabilidad entre ciclos respiratorios consecutivos.
 - Evaluar, finalmente, los diferentes estimadores al observar la evolución de los parámetros frecuenciales durante los tests respiratorios en la población con EPOC y escoger el más adecuado para cada señal.

7. **Generación, y aplicación para su validación, de una metodología de estudio mediante técnicas estadísticas multivariadas de los datos biomédicos registrados en el protocolo.** Dichas técnicas han de cumplir los siguientes objetivos:

- Ayuda a la interpretación de la evolución de la función muscular durante las pruebas respiratorias.
- Reducción del número de datos eliminando información redundante y generación e interpretación de nuevas variables.
- Diferenciación mediante estas variables de los grupos de sujetos sanos y pacientes con EPOC para la clasificación de individuos como método de ayuda al diagnóstico.

2.4 Método propuesto para la evaluación de actividad muscular y respiratoria

2.4.1 Función del músculo esternocleidomastoideo

En la Apartado 1.1.3 se ha presentado el músculo diafragma como el principal en la función respiratoria. Sin embargo, éste es un músculo profundo y, como se ha visto en el Apartado 2.2.1, los métodos de análisis son necesariamente invasivos mediante registros internos y, en la mayoría de casos, con estimulación frénica. Los músculos intercostales son también músculos con un importante papel en la respiración. No obstante, su localización implica que el registro de señales musculares están interferidos por la acción de otros músculos no respiratorios [Merletti y De Luca, 1989].

El músculo ECM está considerado el músculo respiratorio accesorio más importante cuya función ha sido explicada ampliamente en el Apartado 1.1.3. En enfermos con EPOC la contracción del músculo ECM está relacionada con el grado de obstrucción respiratoria y su comportamiento difiere respecto a un sujeto normal al estar activo incluso a bajos niveles de ventilación (ver Apartado 1.2.3). Dicho músculo ya ha sido analizado en ciertos trabajos mediante estimulación eléctrica y contracciones isométricas que han sido presentados en el Apartado 2.2.2. El músculo ECM es un músculo poco profundo y accesible superficialmente, permitiendo utilizar técnicas de registro no invasivo en la adquisición de las señales miográficas como la señal EMG de superficie y la señal VMG. Por tanto, se escoge dicho músculo para evaluar la actividad muscular respiratoria en la presente tesis.

2.4.2 Protocolo ventilatorio

2.4.2.1 Método

Se define un protocolo ventilatorio compuesto de varios tests que permita evaluar la función respiratoria del sujeto ante diferentes niveles de ventilación. Se desea, también, forzar la fatiga muscular respiratoria del individuo mediante un esfuerzo mantenido para analizar la actividad del músculo ECM en una prueba de resistencia. El diseño de un protocolo

respiratorio fijo es importante puesto que permite la reproducibilidad del estudio.

Durante los ejercicios respiratorios, el sujeto con la nariz tapada respira por la boca a través de una boquilla (ver figura 2.3). En el período espiratorio, el tubo permite la salida de aire sin obstrucción, mientras que en la inspiración, la salida queda tapada y la única manera de inhalar aire es abriendo una válvula. Del extremo de dicha válvula puede colgarse unos pesos que han de ser levantados para que se abra y permita la entrada de aire. Estos pesos son colocados para producir una respiración intensa y poder alcanzar un estado de fatiga muscular respiratoria.

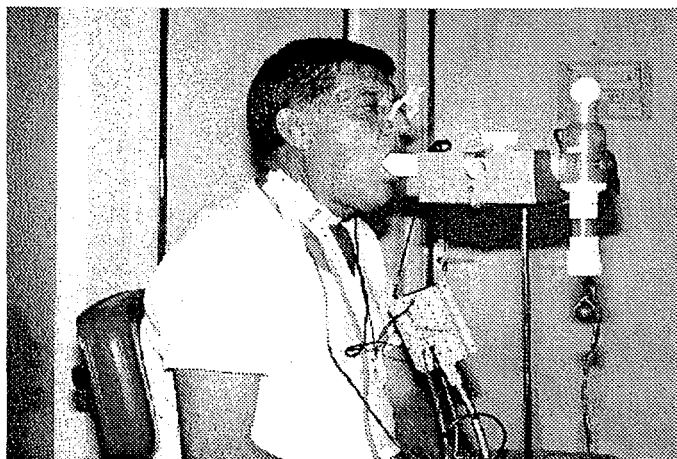


Figura 2.3: Individuo de la población en estudio realizando uno de los ejercicios respiratorios.

Durante el ejercicio, el médico del *Servei de Neumologia del Hospital Germans Trias i Pujol* monitoriza la prueba mediante la visualización del transductor de presión. De esta forma, decide el momento de finalización del test respiratorio cuando el sujeto no puede levantar la carga y abrir suficientemente la válvula al no alcanzar las presiones inspiratorias necesarias. La finalización del ejercicio vendrá acompañada de una mayor actividad del músculo ECM que puede provocar su fatiga muscular, sobretodo, en pacientes con EPOC donde la actividad de este músculo es mayor. A continuación, se explica los diferentes tests o protocolos en que se dividen las diferentes pruebas a realizar por cada individuo: el test de apnea³, el test incremental continuado (IC), el test incremental con reposo (IR), el primer test mantenido (M1) y el segundo test mantenido (M2).

2.4.2.2 Apnea

El primer ejercicio respiratorio que realiza el sujeto es una apnea voluntaria durante diez segundos aproximadamente. Este ejercicio permite observar las señales miográficas cuando no hay actividad en el músculo ECM.

³Apnea: falta o suspensión de la respiración.

2.4.2.3 Protocolo incremental

El sujeto realiza dos tests respiratorios en que se aumenta la carga que ha de soportar el sujeto durante la inspiración, desde volumen corriente⁴ hasta la carga máxima soportada [Martyn y otros, 1987]. El incremento de carga es de 50 g cada dos minutos. Se supone una acomodación del sujeto a la carga de cerca de un minuto, intervalo de tiempo en que no se considera los resultados. Esta acomodación está relacionada con el aprendizaje de cada persona en la realización de los ejercicios respiratorios. En el primer ejercicio respiratorio denominado test incremental continuado (IC), los aumentos de carga se producen sin descanso entre ellos.

Después de veinte minutos de descanso se realiza el test incremental con descanso (IR). Es exactamente igual al anterior excepto que se permite dos minutos de descanso entre cada incremento de carga.

Las pruebas respiratorias finalizan cuando el sujeto no puede continuar la prueba y la máxima carga soportada (MCS) vendrá determinada por la capacidad respiratoria y la constitución del sujeto. La evolución de las señales y parámetros durante el test se estudian normalizando el peso absoluto de la carga respecto a la MCS. De esta forma, se consigue uniformizar el tiempo en que se desarrolla la prueba para todos los sujetos. Las cargas absolutas quedan referidas en porcentajes de la MCS.

2.4.2.4 Protocolo mantenido

Los siguientes ejercicios respiratorios son el primer test mantenido (M1) y el segundo test mantenido (M2). Entre cada prueba se realiza un descanso de veinte minutos para que todos los ejercicios se inicien con el sujeto descansado. En ambos tests, el sujeto para respirar ha de levantar una carga constante durante la inspiración. Dicha carga se determina con el 80% de la MCS en los tests incrementales. Esta carga es escogida para provocar la fatiga más rápidamente.

Existe un pequeño periodo de adaptación inicial importante debido a que la carga a levantar desde el comienzo del test es elevada. La prueba M2 se realiza, en las mismas condiciones, para estudiar la existencia de un efecto de aprendizaje del individuo durante las pruebas. Los tests finalizan cuando el sujeto no puede continuar soportando la carga al no alcanzar las presiones inspiratorias necesarias.

El tiempo de duración total de la prueba (TDT), diferente para cada individuo, depende de factores ajenos a la función muscular como son la edad y constitución del sujeto. Para estandarizar el estudio de las pruebas mantenidas se divide la prueba mantenida en cinco tramos de igual duración correspondientes al 0, 25, 50, 75 y 100% del TDT.

⁴Volumen Corriente: respiración normal sin carga.

2.4.3 Poblaciones en estudio

Las poblaciones en estudio de la presente tesis corresponde a un grupo control formado por seis sujetos sanos y un grupo de enfermos compuesto por seis pacientes con EPOC. Los doce individuos realizan cuatro pruebas ventilatorias durante las cuales se les ha registrado las señales EMG, VMG y PI. Estos registros se realizan en el Hospital Germans Trias i Pujol de Badalona. Ninguno de los sujetos, tanto enfermos como personas sanas, son o habían sido fumadores.

SUJETO	EDAD (años)	PESO (kg)	ALTURA (cm)	VEF_1 (%)	CVF (%)	VEF_1/CVF (%)
EPOC 1	72	87	165	51	57	63
EPOC 2	64	56	151	75	90	60
EPOC 3	63	53	165	79	87	66
EPOC 4	73	81	165	45	63	50
EPOC 5	72	49	151	27	51	37
EPOC 6	69	69	153	31	67	33
M±DE	68.8±4.3	65.8±15.7	158.0±7.3	51.3±21.7	69.1±15.9	51.5±13.9
SANO 1	67	62	164	104	96	72
SANO 2	60	80	157	87	90	72
SANO 3	59	75	177	89	88	74
SANO 4	54	78	182	99	86	85
SANO 5	60	74	155	90	93	71
SANO 6	63	74	166	104	95	80
M±DE	60.5±4.3	73.8±6.2	166.9±10.8	95.5±7.7	91.4±4.0	75.6±5.6

Tabla 2.2: Edad, peso, altura, volumen espiratorio forzado en el primer segundo (VEF_1), capacidad vital forzada (CVF) y porcentaje del volumen espiratorio forzado respecto la capacidad vital forzada (VEF_1/CVF) de los doce sujetos de estudio. Lecturas del VEF_1 y de la CVF en porcentaje respecto a la lectura prevista para una categoría dada de sexo, edad y altura. Los valores de VEF_1/CVF corresponden al de VEF_1 como porcentaje de la CVF .

Todos los sujetos realizan una maniobra de capacidad vital espiratoria forzada antes de la realización de los ejercicios respiratorios. De esta forma se registran sus principales parámetros espirométricos que, como se ha visto en el Capítulo 1, ofrecen información del grado de la severidad obstructiva del sujeto. En la tabla 2.2 se muestra los valores espirométricos que se tiene en cuenta en el estudio: el VEF_1 en porcentaje, la CVF en porcentaje y la relación VEF_1/CVF . Además se incluye la edad, peso y altura de cada individuo así como el valor medio y desviación estándar para cada población.

A partir de los valores medios de dicha tabla puede observarse que el peso y la altura son menores, así como la edad mayor en pacientes con EPOC que en el grupo control. Aunque inicialmente es un problema disponer de dos poblaciones no homogéneas, éste se resuelve normalizando cada una de las pruebas con el TDT o la MCS tal como se explica

en el Apartado 2.4.2.

El número de sujetos es, evidentemente, reducido. El hecho de tener que realizar las pruebas en el Hospital y requerir de la participación del *Servei de Neumologia*, así como la dificultad de conseguir la colaboración de pacientes ha supuesto la imposibilidad de aumentar las poblaciones a corto o medio plazo. Sin embargo, el número de sujetos se considera suficiente para poder obtener resultados que, aunque orientativos, por el rigor en el desarrollo del protocolo y la adquisición de señales resulten suficientemente fiables para analizar la actividad muscular respiratoria y caracterizar el grupo de pacientes y de personas sanas.

2.4.4 Parámetros de análisis de la actividad muscular

2.4.4.1 Parámetros temporales

Los parámetros temporales corresponden básicamente al valor cuadrático medio de las señales miográficas (**RMS**, "root mean square") y variaciones de éste, y a la duración del período inspiratorio (**Tins**) de cada ciclo respiratorio. En total forman un grupo de catorce parámetros extraídos del dominio temporal de las señales registradas.

Las señales miográficas dependen del instante y de la fuerza de contracción, cuya amplitud varía de forma aleatoria alrededor del valor cero. Por tanto, un simple promediado de la señal no proporciona suficiente información útil. El RMS de un segmento de señal $x(t)$ de D segundos correspondiente a la duración de un ciclo respiratorio, indica la energía de la señal respecto a la duración del ciclo, y se calcula mediante la siguiente expresión:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{NT} \sum_{i=1}^N x^2(i)}$$

donde T es el período de muestreo de la señal y N el número de muestras ($D = N * T$).

Como se ha descrito en el Apartado 1.3, la energía de la señal EMG es un índice de la actividad eléctrica de las fibras musculares, mientras que la energía de la señal VMG está altamente correlada con la producción mecánica de fuerza del músculo. Así, se puede observar el acoplamiento en nivel de energía entre actividad eléctrica y mecánica del músculo comparando la evolución de los RMS de ambas señales durante la contracción, suceso que ocurre frecuentemente con la fatiga [Barry y otros, 1985]. De esta forma se podría utilizar el cociente de los RMS entre las dos señales para comparar la energía de las mismas.

Los valores absolutos del RMS dependen de factores externos a la prueba como la superficialidad del músculo y la presión con que el sensor de contacto es sujetado sobre el músculo ECM, que no han de ser evaluados. Para eliminar este efecto se utiliza también los valores normalizados del RMS respecto al valor medio y máximo del parámetro que cada individuo ha obtenido durante la prueba.

A continuación, se enumera los parámetros escogidos para el estudio con la nomenclatura utilizada en el desarrollo de la tesis:

- **Erms**: Parámetro RMS correspondiente a un ciclo respiratorio de la señal EMG.
- **Erme**: Parámetro Erms normalizado respecto al valor medio del Erms a lo largo de la prueba de cada individuo:

$$Erme = \frac{Erms}{\left(\frac{\sum_i^{n_{\text{ciclos total}}} Erms(i)}{n} \right)}$$

- **Ermx**: Parámetro Erms normalizado respecto al máximo Erms alcanzado en toda la prueba por el individuo ($Erms/Erms_{\text{maximo}}$).
- **Vrms, Vrmx, Vrme**: Corresponden a los mismos parámetros enumerados anteriormente, para la señal VMG.
- **EVrms**: Cociente del parámetro Erms y Vrms del mismo ciclo respiratorio. ($Erms/Vrms$).
- **Evrme**: Parámetro Evrms normalizado respecto al valor medio de EVrms del individuo a lo largo de toda la prueba:

$$Evrme = \frac{\frac{Erms}{Vrms}}{\left(\frac{\sum_i^{n_{\text{ciclos total}}} \frac{Erms(i)}{Vrms(i)}}{n} \right)}$$

- **EVrmx**: Parámetro EVrms normalizado respecto al valor máximo de EVrms alcanzado por el individuo en toda la prueba:

$$EVrmx = \frac{\frac{Erms}{Vrms}}{\left(\frac{Erms}{Vrms} \right)_{\text{maximo}}}$$

- **VERms**: Es el inverso de EVrms.
- **VERme**: Parámetro VERms normalizado respecto al valor medio de VERms del individuo a lo largo de toda la prueba:

$$VERme = \frac{\frac{Vrms}{Erms}}{\left(\frac{\sum_i^{n_{\text{ciclos total}}} \frac{Vrms(i)}{Erms(i)}}{n} \right)}$$

- **VERmx**: Parámetro VERms normalizado respecto al valor máximo de VERms alcanzado por el individuo en toda la prueba:

$$VERmx = \frac{\frac{Vrms}{Erms}}{\left(\frac{Vrms(i)}{Erms(i)}\right)_{maximo}}$$

Respecto a la duración de los períodos de inspiración del ciclo respiratorio, observados a partir de la señal PI, se estudian dos parámetros:

- **Tins**: Duración del periodo inspiratorio, correspondiente al tiempo durante el cual el individuo esta inhalando aire en cada ciclo respiratorio.
- **Tinsciclo**: Cociente entre el parámetro Tins y la duración total del mismo ciclo respiratorio.

2.4.4.2 Parámetros de correlación

Los parámetros de correlación se extraen de la función de correlación cruzada (FCC) entre los valores cuadráticos de las señales EMG y VMG. Dadas dos señales discretas reales $x[n]$ e $y[n]$ indexadas de 0 a $N-1$, se define la FCC de los valores cuadráticos entre ellas como la secuencia $r_{xy}[m]$, siendo m el retardo, definida por:

$$r_{xy}(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-|m|-1} x^2(n) y^2(n+m) \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \pm (N-1)$$

La función de correlación permite obtener información del grado de relación estadística entre muestras de señal separadas un determinado intervalo de tiempo. La morfología de la señal EMG es muy similar entre los sujetos, y a diferentes cargas ventilatorias como puede observarse en las figuras 2.4 y 2.5 para individuos y cargas respiratorias diferentes. La mayor cantidad de energía de la señal está contenida en el intervalo inspiratorio al inicio del ciclo respiratorio.

Sin embargo, la morfología de la señal VMG varía mucho dependiendo del sujeto y de la carga soportada, como puede observarse en los ejemplos de las figuras 2.6 y 2.7 correspondiente a los mismos ciclos respiratorios de las figuras 2.4 y 2.5, respectivamente. La energía de la señal está distribuida a lo largo de la duración de todo el ciclo respiratorio.

Para estudiar dichos patrones temporales se utiliza la FCC de las señales miográficas como puede observarse en los dos ciclos respiratorios escogidos como ejemplo en las figuras 2.8 y 2.9. Esta permite observar retardos y avances de la energía de la señal VMG respecto a la de la señal EMG, resultando interesante para conocer los retardos entre los instantes de máxima actividad de ambas señales. Por tanto, resulta de especial interés para obtener información de la relación entre la actividad eléctrica y la respuesta mecánica del músculo.

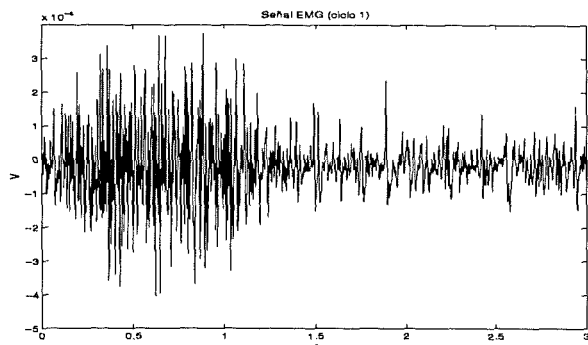


Figura 2.4: Ejemplo de señal EMG perteneciente al ciclo respiratorio número 1.

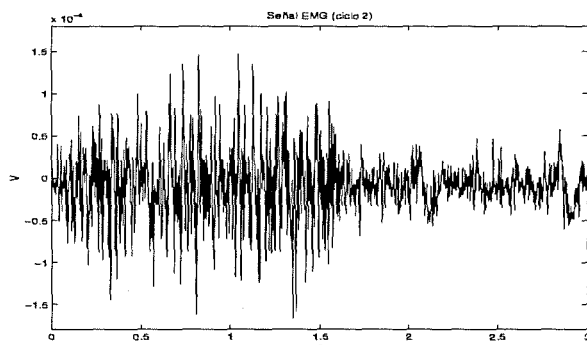


Figura 2.5: Ejemplo de señal EMG perteneciente al ciclo respiratorio número 2.

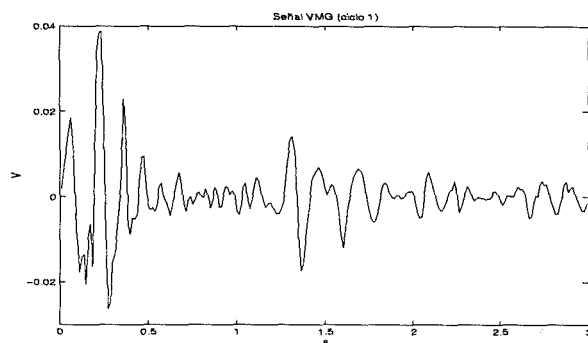


Figura 2.6: Ejemplo de señal VMG perteneciente al ciclo respiratorio número 1.

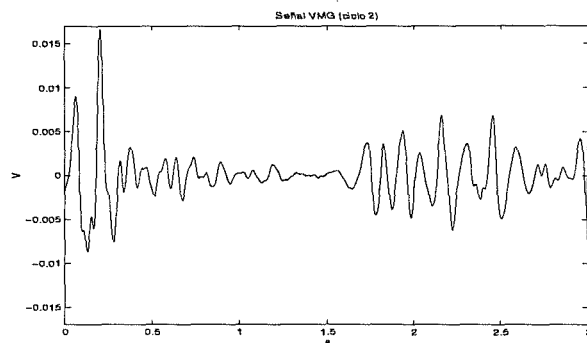


Figura 2.7: Ejemplo de señal VMG perteneciente al ciclo respiratorio número 2.

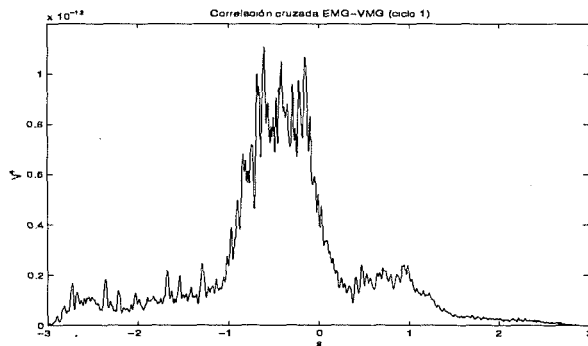


Figura 2.8: Función de correlación cruzada de las señales EMG y VMG correspondiente al ciclo respiratorio número 1.

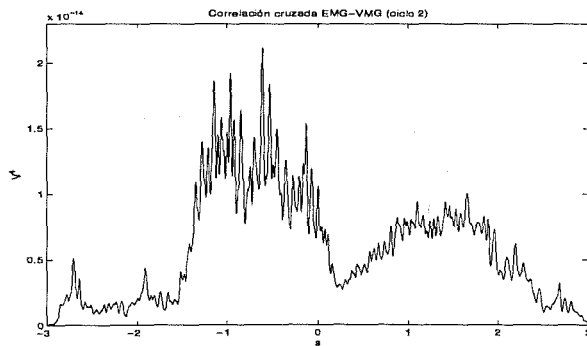


Figura 2.9: Función de correlación cruzada de las señales EMG y VMG correspondiente al ciclo respiratorio número 2.

En total se escogen 15 parámetros para tratar de caracterizar la función e intentar interpretarla desde el punto de vista fisiológico. Para caracterizar la tendencia central de la FCC entre las señales miográficas se calcula parámetros para retardos positivos y para negativos de tiempo de retardo medio ('lag' medio: lp y ln , respectivamente) y el área porcentual respecto a toda la función (arp y arn , respectivamente). El primero muestra el sincronismo temporal de las señales, y el segundo indica el porcentaje de energía de la señal VMG retrasada respecto a la energía de la señal EMG. De esta forma el tiempo de retardo medio y el área para tiempos de retardo medio positivos ($m > 0$) se calcula de la siguiente forma:

$$lp = \frac{\sum_{m=0}^N m r_{xy}(m)}{\sum_{m=0}^N r_{xy}(m)} \quad arp = \frac{\sum_{m=0}^N r_{xy}(m)}{\sum_{m=0}^N r_{xy}(m)} 100$$

Para retardos negativos ($m < 0$) se obtiene las siguientes expresiones:

$$ln = \frac{\sum_{m=-N}^{-1} m r_{xy}(m)}{\sum_{m=-N}^{-1} r_{xy}(m)} \quad arn = \frac{\sum_{m=-N}^{-1} r_{xy}(m)}{\sum_{m=-N}^{-1} r_{xy}(m)} 100$$

De los parámetros correspondientes a las áreas, sólo resulta de interés uno de ellos ya que suman 100% y, por tanto, son linealmente dependientes. Se selecciona el correspondiente a retardos positivos y se le denomina **ar**. Además, de estos parámetros principales se calcula otros con significado similar:

- **lpi, lni, lpc, lnc**: Tiempos de retardo medio para retardos positivos y negativos expresados en porcentaje respecto a la duración del periodo inspiratorio y respecto a la duración total del ciclo respiratorio, respectivamente. De esta forma se uniformiza la duración absoluta de los tiempos de retardo entre diferentes cargas y pacientes, ya que el ritmo respiratorio varía.
- **ltot**: Tiempo de retardo medio absoluto correspondiente a la FCC completa incluyendo retardos positivos y negativos (diferencia entre lp y ln).

Finalmente, para un conjunto de P ciclos respiratorios se define los siguientes parámetros:

- **lpar, lpiar**: Suma del tiempo de retardo medio positivo en valor absoluto y en porcentaje de la duración del periodo inspiratorio, respectivamente, de cada uno de diversos ciclos respiratorios ponderado cada uno por el área de retardos positivos. Dichos parámetros se calculan mediante las siguientes expresiones:

$$lpar = \frac{\sum_{i=1}^P lp(i) ar(i)}{\sum_{i=1}^P ar(i)} \quad lpiar = \frac{\sum_{i=1}^P lpi(i) ar(i)}{\sum_{i=1}^P ar(i)}$$

- **arlp, arlp_i**: Areas para retardos positivos de varios ciclos respiratorios ponderadas cada una por los tiempos de retardo medio en valor absoluto y en porcentaje de la duración del intervalo inspiratorio, respectivamente, correspondientes a cada uno de los ciclos. Dichos parámetros se calculan mediante las siguientes expresiones:

$$arlp = \frac{\sum_{i=1}^P ar(i) lp(i)}{\sum_{i=1}^P lp(i)} \quad arlp_i = \frac{\sum_{i=1}^P ar(i) lpi(i)}{\sum_{i=1}^P lpi(i)}$$

- **lpcp, lpicp**: Tiempos de retardo medio positivos y en porcentaje de la duración del periodo inspiratorio, respectivamente, de la FCC procedente del promedio de las FCCs calculadas para cada ciclo respiratorio.
- **arcp**: Area para retardos positivos de la FCC procedente del promedio de las FCCs correspondientes a cada ciclo respiratorio.

En total se define quince parámetros de correlación en el presente estudio.

2.4.4.3 Parámetros frecuenciales

Los parámetros frecuenciales son utilizados para detectar desplazamientos en frecuencia de la DEP ($P_{xx}(f)$) de un proceso estocástico ($x(t)$). La DEP es la caracterización de la potencia media de dicho proceso en el dominio frecuencial. Los desplazamientos en frecuencia de la DEP de las señales miográficas están asociados a cambios en el proceso de contracción del músculo esquelético (ver Apartado 1.3). Por tanto, los parámetros frecuenciales son una herramienta útil para medir el nivel de actividad y fatiga muscular.

Existe diferentes tipos de parámetros para caracterizar la DEP. Según la medida que realizan se pueden distinguir entre otros:

- Tendencia central: frecuencia media, frecuencia central o mediana, frecuencia pico o moda y ratio altas-bajas frecuencias.
- Dispersión: desviación estándar, varianza y rango intercuartílico.
- Grado de asimetría: coeficiente de asimetría.
- Grado de concentración: coeficiente de apuntamiento o de Kurtosis.

Para el presente estudio se ha escogido los parámetros de tendencia central calculados a partir de la función $P_{xx}(f)$, siendo f el rango de frecuencias en estudio desde $f=1/2NT$ Hz hasta $f=1/2T$ Hz, correspondiente a la frecuencia de Nyquist, equiespaciadas en $1/2NT$ Hz. El parámetro N es el número de puntos con que se ha estimado la DEP, que en este estudio corresponde al valor 1024. Esta elección de parámetros se realiza debido a que son los que más se utilizan en estudios musculares y a que son mucho más robustos

a la estimación de la DEP que los otros correspondientes a momentos estadísticos de orden superior a uno. Estos parámetros aumentan cuando la DEP se desplaza hacia altas frecuencias y disminuyen cuando se desplaza hacia frecuencias inferiores.

Los parámetros son los siguientes:

- **Efc, Vfc:** Frecuencia central de las DEP de las señales EMG y VMG, respectivamente. Corresponde a la mediana de la función $P_{xx}(f)$.
- **Efm, Vfm:** Frecuencia media de las DEP de las señales EMG y VMG, respectivamente. Corresponde al valor medio de la frecuencia en la función $P_{xx}(f)$.
- **Ehl, Vhl:** Ratio entre la energía de componentes a altas y bajas frecuencias para las señales EMG y VMG, respectivamente. El rango de altas frecuencias de la DEP $[f_{a1}, f_{a2}]$ se determina para la señal EMG y VMG: 130 a 238 Hz y 15 a 30 Hz, respectivamente. El rango de bajas frecuencias $[f_{b1}, f_{b2}]$ se determinan para la señal EMG y VMG: 20 a 40 Hz y 5 a 10 Hz, respectivamente [Pardy y otros, 1981].

La frecuencia media (f_m) [Hagberg, 1979] [Örtengren y otros, 1979], la frecuencia central (f_c) [Sabbahi y otros, 1979] [Stulen y De Luca, 1979] y el ratio altas-bajas frecuencias ($ratio_{A/B}$) [Bellemare y Grassino, 1979] [Gross y otros, 1978] [Gross y otros, 1979] [Muller y otros, 1978] [Nagata y otros, 1990] [Pardy y otros, 1981] [Schweitzer y otros, 1979], han sido utilizados para medir el desplazamiento espectral de la señal EMG durante la contracción muscular por diversos investigadores. La frecuencia pico o moda no se considera en el análisis de las señales EMG y VMG debido a que la naturaleza estocástica de éstas hace que su DEP no tenga claramente definida una región plana cerca del valor de pico de su DEP [Stulen y De Luca, 1981].

Además, la varianza de la DEP afecta fuertemente en la precisión de la estimación de la moda. Este aspecto ha sido empíricamente comprobado en estudios de señales EMG obtenidas del diafragma humano, encontrando que el coeficiente de variación de la estimación de la moda era cinco veces mayor al de la frecuencia media [Schweitzer y otros, 1979]. Los momentos de orden superior a uno, están todavía más afectados por la varianza de la DEP.

El principal inconveniente del $ratio_{A/B}$ es su alta dependencia con la forma del espectro y con el valor de los límites de los rangos de altas y bajas frecuencias. La dependencia con la forma del espectro es crítica debido a que las componentes frecuenciales de la señal EMG en contracciones de fuerza variable pueden variar debido al reclutamiento de unidades motoras que tienen potenciales de acción con una forma significativamente diferente. En un estudio teórico determinando $f_{b1} = 0$, $f_{a2} = \infty$ y $f_{b2} = f_{a1}$ e iguales a la frecuencia central al inicio de la contracción, se comprueba que el $ratio_{A/B}$ es más sensible a los desplazamientos espectrales que la frecuencia media y central, y variando con una relación no lineal [Stulen y De Luca, 1981]. Sin embargo, este parámetro tiene un especial interés para la detección de la desaparición de la contribución a altas frecuencias de las fibras FT debido a la fatiga cuando los rangos de las altas y bajas frecuencias se ajustan a las componentes frecuenciales correspondientes a las fibras FT y ST, respectivamente.

2.5 Marco de la tesis

Esta tesis se inicia 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). Esta etapa inicial abarca:

- Estudio y diseño de la adquisición de señales: configuración de la instrumentación y selección de parámetros como ganancia, ancho de banda y frecuencia de muestreo.
- Registro de la base de datos de la población en estudio.
- Selección de las herramientas software más adecuadas para la adquisición y tratamiento digital de las señales.
- Desarrollo inicial de un software adecuado al procesado de señales biomédicas de origen muscular y respiratorio.
- Obtención y evaluación cualitativa de resultados preliminares.
- Realización de documentos técnicos sobre la descripción del sistema, especificaciones, adquisición y manual del usuario del software de procesado de señales [Mañanas y Jané, 1993], [Mañanas, 1994], [Mañanas y Jané, 1995(a)], [Mañanas y Jané, 1995(b)], [Mañanas y Jané, 1996].

El resto de objetivos explicados en el Apartado 2.3 se alcanzan en el trabajo desarrollado enmarcado en los siguientes proyectos de investigación:

- "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 procesado de señal para la obtención de la información clínica oculta en las señales biomédicas" CICYT (ref TIC 97-0945, 1997-2000), del Dpt. Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial (CREB-UPC).

El desarrollo de la tesis ha estado bajo el asesoramiento médico y colaboración de los Drs. J. Morera (Jefe de Servicio) y J. A. Fiz del *Servei de Neumologia* del *Hospital Germans Trias i Pujol*.