

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 5

Reducción de señales interferentes en las señales miográficas

5.1 Introducción

Una vez se ha acondicionado las señales previamente mediante el preprocesado descrito en el capítulo anterior, se plantea el siguiente problema en el análisis de señales miográficas.

El estudio de dichas señales se ve dificultado en gran medida por la interferencia de otras señales biomédicas de origen distinto al de la actividad muscular, principalmente cardíaco. La señal EMG está claramente contaminada por la señal electrocardiográfica, ECG, especialmente a bajos niveles de ventilación, donde el músculo ECM desarrolla poca actividad. De igual manera, la señal VMG está contaminada por el pulso cardíaco, PC, que es registrado por el sensor sin que apenas haya actividad muscular.

Las componentes frecuenciales de la señal ECG y EMG, y del PC y la señal VMG, corresponden a un rango de frecuencias similar o solapado. Por tanto, las señales cardíacas no pueden eliminarse mediante un sencillo filtro lineal e invariante en el tiempo.

En el presente capítulo se plantea diferentes técnicas de reducción de las señales interferentes en las señales miográficas, se comparan y se escoge la más adecuada para este estudio.

En primer lugar se diseña e implementa un filtro analógico no lineal para ser utilizado durante la adquisición en tiempo real. Por sus limitaciones se analiza otros filtros digitales correspondientes a técnicas de filtrado adaptativo mediante algoritmo de mínimos cuadrados y descomposición en valores singulares. Se realiza un estudio comparativo a diferentes condiciones de aplicación para seleccionar la técnica más adecuada en cada caso. La reducción de la actividad cardíaca permite el cálculo de los parámetros en estudio que están relacionados básicamente con la actividad del músculo ECM para la obtención de resultados y conclusiones.

5.2 Filtrado analógico no lineal

5.2.1 Esquema del circuito

Una de las principales componentes de la señal ECG es el complejo QRS presente en cada latido cardíaco. Dicho complejo se caracteriza por poseer una pendiente elevada en dicho intervalo de la señal.

Aunque un filtro paso bajo RC puede reducir la amplitud del ruido, el filtro posee una constante de tiempo RC de recuperación y, además, la señal miográfica de interés es alterada considerablemente en amplitud y fase, pues el efecto del filtrado también actúa sobre sus componentes frecuenciales, incluso sin la presencia de ruido. Un filtro de limitación de amplitud tampoco es adecuado ya que es posible que los niveles de ruido sean similares o menores a los procedentes de la actividad miográfica en diferentes instantes de tiempo. En ese caso, permanecería gran nivel de ruido en la señal filtrada y, en el peor de los casos, la señal miográfica de interés también sería cortada.

Una solución posible para eliminar estos efectos indeseables similares a picos de ruido es la utilización de un método de filtrado basado en la limitación del 'slew rate' de un amplificador. En la figura 5.1 se presenta el circuito correspondiente al filtro no lineal por 'slew rate' [Audy, 1989].

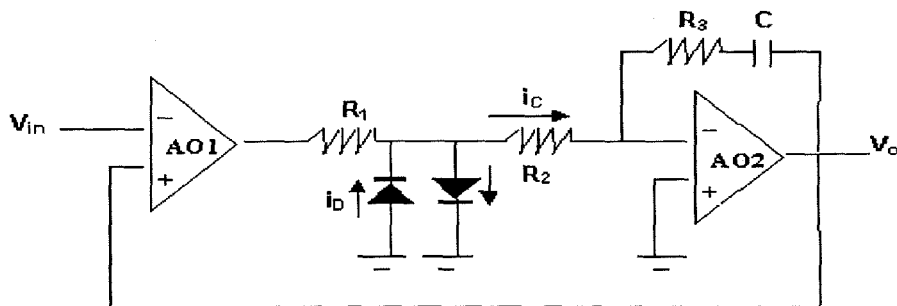


Figura 5.1: Circuito para el filtrado no lineal por 'slew rate'.

Dicho circuito reduce el ruido de un señal de entrada mediante la combinación de filtrado lineal y no lineal.

Bajo ciertas condiciones, cuando la señal de entrada posee pendiente reducida, el primer amplificador operacional (AO1) funciona de forma lineal y corresponde a una etapa de ganancia elevada que obliga que la salida del integrador (AO2) sea igual a la señal de entrada debido al efecto de cortocircuito virtual en el AO1. De esta manera, el circuito simplemente se comporta como un 'buffer' de ganancia unidad.

Sin embargo, para pendientes elevadas de la señal de entrada, el AO1 funciona como un comparador que se satura de forma que uno de los dos diodos, elementos no lineales,

conduce dependiendo de la polaridad de la saturación. La tensión de los diodos alimenta al integrador que limita el 'slew rate' de la salida del circuito completo.

5.2.2 Diseño del filtro no lineal por 'slew rate'

5.2.2.1 Funcionamiento no lineal

Durante su funcionamiento no lineal, el AO1 genera una tensión a la salida de $\pm V_{cc}$ V correspondiente a la tensión en que se alimenta el operacional. En esas condiciones, la corriente que circula por el diodo es la siguiente:

$$i_D \approx \pm \frac{V_{cc} - V_{DIODO}}{R_1} \quad (A)$$

Dicha corriente ha de polarizar uno de los diodos mientras el otro se encuentra cortado al circular la corriente en un solo sentido. El resistor R_2 tiene una caída de potencial correspondiente a la tensión del diodo. Por tanto, la corriente que circula por él es la siguiente:

$$i_c = \pm \frac{V_{DIODO}}{R_2} \quad (A)$$

que además, es máxima. Por consiguiente, el valor máximo de *slew rate* soportado por el circuito es el que permite la corriente máxima circulante que carga y descarga el condensador:

$$SR_{max} = -\frac{1}{C} \cdot i_{c,max} = \mp \frac{V_{DIODO}}{C \cdot R_2} \quad (V/s)$$

Se utiliza los amplificadores operacionales TL071 que tienen $V_{cc} = \pm 15$ V y los diodos IN4447 que poseen una $V_{DIODO} \approx 0.7$ V cuando se polariza con una corriente $i_D \approx 15$ mA. En consecuencia, un valor de resistencia R_1 adecuado es $1k\Omega$. Con este valor, $i_D \approx 14.3$ mA. Esto determina que el valor máximo de la corriente que circula por el resistor R_2 es $|i_c| < \frac{0.7}{R_2}$ y, por tanto, $SR_{max} = \frac{0.7}{C \cdot R_2}$ V/s. Se selecciona valores de $C = 47$ nF y $R_2 = 1k\Omega$ para obtener una limitación de *slew rate* de $SR_{max} = 24.02$ V/s.

5.2.2.2 Funcionamiento lineal

En la figura 5.2 se muestra el esquema del circuito en estudio según su comportamiento lineal (eliminando los diodos).

Los modelos de ambos amplificadores operacionales son los siguientes:

$$A_1(s) = \frac{A_1}{1 + \frac{s}{\omega_{01}}} \quad A_2(s) = \frac{A_2}{1 + \frac{s}{\omega_{02}}}$$

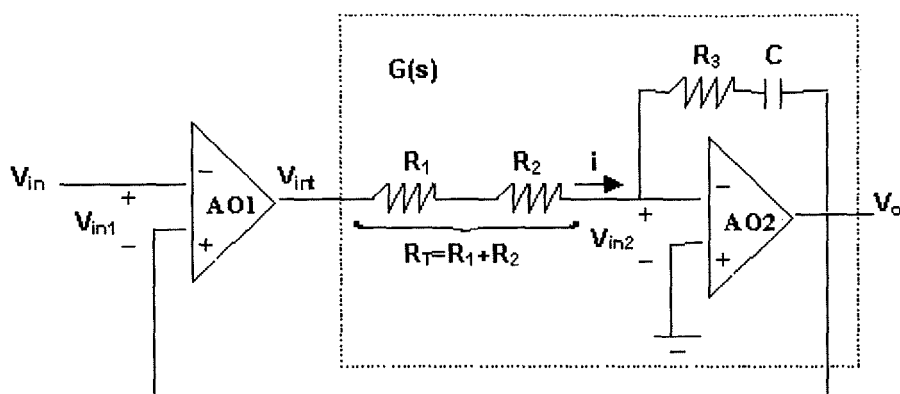


Figura 5.2: Circuito del filtro por 'slew rate' en su comportamiento lineal.

siendo A_1 y A_2 las ganancias y ω_{01} y ω_{02} las frecuencias de corte de AO1 y AO2, respectivamente.

El circuito de la figura 5.2 corresponde a un circuito realimentado cuyo diagrama de flujo es el siguiente:

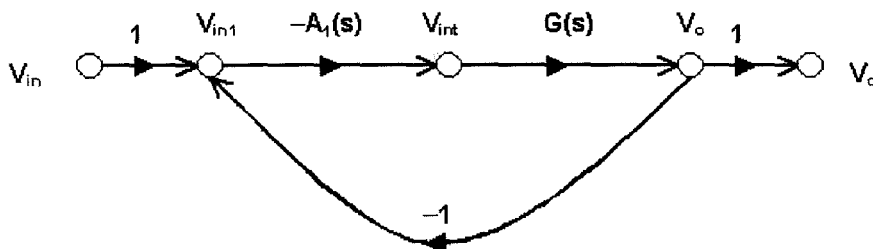


Figura 5.3: Diagrama de flujo del circuito realimentado.

La función de transferencia en anillo cerrado del circuito es la siguiente:

$$W(s) = \frac{T(s)}{1+T(s)}$$

donde $T(s)$ es la función de transferencia en anillo abierto: $T(s) = -A_1(s) \cdot G(s)$. Se ha de calcular la transmitancia $G(s) = V_o(s)/V_{int}(s)$. Para ello, se obtiene las siguientes expresiones a partir del amplificador inversor formado por el AO2:

$$v_o = -v_{in2} \cdot \frac{A_2}{1 + \frac{s}{\omega_{02}}} \implies v_{in2} = -v_o \cdot \frac{1 + \frac{s}{\omega_{02}}}{A_2} \quad (5.1)$$

$$\frac{v_{int} - v_{in2}}{R_T} = i \implies v_{in2} - v_o = \left(R_3 + \frac{1}{Cs} \right) \cdot \frac{v_{int} - v_{in2}}{R_T} \quad (5.2)$$

Sustituyendo la ecuación 5.1 en la 5.2 se deduce la siguiente expresión:

$$\begin{aligned}
 -v_o \cdot \frac{1 + \frac{s}{\omega_{02}}}{A_2} - v_o &= \frac{R_3 C s + 1}{C s} \left[\frac{v_{int} + v_o \left(\frac{1 + \frac{s}{\omega_{02}}}{A_2} \right)}{R_T} \right] \\
 &\quad \downarrow \\
 -v_o \left(1 + \frac{1 + \frac{s}{\omega_{02}}}{A_2} \right) &= \frac{R_3 C s + 1}{R_T C s} \cdot v_{int} + \frac{R_3 C s + 1}{R_T C s} \cdot \frac{1 + \frac{s}{\omega_{02}}}{A_2} \cdot v_o \quad (5.3)
 \end{aligned}$$

A partir de la ecuación 5.3, se deduce que la tensión de salida del filtro es la siguiente:

$$v_o = v_{int} \cdot \frac{\frac{R_3 C s + 1}{R_T C s}}{- \left(1 + \frac{1 + \frac{s}{\omega_{02}}}{A_2} \right) - \frac{(R_3 C s + 1) \cdot \left(\frac{1 + \frac{s}{\omega_{02}}}{A_2} \right)}{R_T C s}} \quad (5.4)$$

Operando la expresión 5.4 se obtiene:

$$v_o = -v_{int} \cdot \frac{A_2 (R_3 C s + 1)}{\frac{C}{\omega_{02}} (R_T + R_3) s^2 + \left(\frac{1}{\omega_{02}} + R_T C A_2 + C (R_T + R_3) \right) s + 1} \quad (5.5)$$

Por tanto, la función de transferencia $G(s)$ expresada en la segunda forma canónica es la siguiente:

$$G(s) = \frac{-A_2 R_3 \omega_{02}}{R_T + R_3} \cdot \frac{s + \frac{1}{R_3 C}}{s^2 + \left(\frac{1 + R_T C A_2 \omega_{02} + C (R_T + R_3) \omega_{02}}{C (R_T + R_3)} \right) s + \frac{\omega_{02}}{C (R_T + R_3)}} \quad (5.6)$$

Por consiguiente, la función de transferencia en anillo abierto $T(s)$ queda como sigue:

$$\begin{aligned}
 T(s) &= \frac{A_1}{1 + \frac{s}{\omega_{01}}} \cdot \frac{A_2 R_3 \omega_{02}}{R_T + R_3} \cdot \frac{s + \frac{1}{R_3 C}}{s^2 + \left(\frac{1 + R_T C A_2 \omega_{02} + C (R_T + R_3) \omega_{02}}{C (R_T + R_3)} \right) s + \frac{\omega_{02}}{C (R_T + R_3)}} = \\
 &= \frac{\omega_{02}}{\omega_{01}} \cdot \frac{R_3 A_1 A_2}{R_T + R_3} \cdot \frac{s + \frac{1}{R_3 C}}{(s + \omega_{01}) \left[s^2 + \left(\frac{1 + R_T C A_2 \omega_{02} + C (R_T + R_3) \omega_{02}}{C (R_T + R_3)} \right) s + \frac{\omega_{02}}{C (R_T + R_3)} \right]} \quad (5.7)
 \end{aligned}$$

Considerando que las ganancias A_1 y A_2 son muy elevadas y suponiendo que $R_T \gg R_3$ se aproxima la transmitancia en anillo abierto de la siguiente forma:

$$T(s) \approx \frac{\omega_{02}}{\omega_{01}} \cdot \frac{R_3 A_1 A_2}{R_T} \cdot \frac{s + \frac{1}{R_3 C}}{(s + \omega_{01}) \left(s^2 + A_2 \omega_{02} s + \frac{\omega_{02}}{C R_T} \right)} \quad (5.8)$$

Además, se cumple que $(A_2\omega_{02})^2 \gg \frac{\omega_{02}}{R_T C}$. En consecuencia, la función se aproxima finalmente:

$$T(s) \approx \frac{\omega_{01} \cdot \omega_{02} \cdot R_3 A_1 A_2}{R_T} \cdot \frac{s + \frac{1}{R_3 C}}{(s + \omega_{01}) s (s + A_2 \omega_{02})} \quad (5.9)$$

Para hallar el valor adecuado de la resistencia R_3 , hay que tener en cuenta la función $T(s)$ que se obtiene cuando $R_3 = 0$:

$$T(s) \approx \frac{\omega_{01} \cdot \omega_{02} \cdot A_1 A_2}{C R_T} \cdot \frac{1}{(s + \omega_{01}) s (s + A_2 \omega_{02})} \quad (5.10)$$

Los polos de la función de transferencia en anillo abierto en ambos casos son los siguientes:

$$\begin{aligned} p_1 &= 0 \\ p_2 &= -\omega_{01} \\ p_3 &= -A_2 \omega_{02} \end{aligned}$$

Considerando $R_3 \neq 0$, se observa en la ecuación 5.9 la existencia de un cero en $z = -1/R_3 C$ que no aparece en la ecuación 5.10.

Mediante el lugar geométrico de las raíces de $T(s)$ se visualiza la posición de los polos de la función de transferencia del circuito realimentado completo cuando varía la ganancia canónica de $T(s)$. La trayectoria que siguen los polos considerando las expresiones 5.10 y 5.9 se muestra en las figuras 5.4 y 5.5, respectivamente:

Los polos siguen una trayectoria según unas rectas asintóticas que forman un ángulo con el eje real de:

$$-\frac{(1+2a)\pi}{n-m} \quad \text{rad} \quad a = 0, 1 \dots n - m - 1$$

siendo m y n el número de ceros y polos finitos de $T(s)$, respectivamente.

Cuando $R_3 \neq 0$, existe dos asíntotas con ángulos de $\pm\pi/2$ rad permitiendo que independientemente de la ganancia de $T(s)$ los polos tienen siempre parte real negativa. Por tanto, el circuito se mantiene estable. Sin embargo, cuando $R_3 = 0$ el AO2 forma un integrador puro sin la parte inversora y los polos tienden de forma asintótica a tres rectas con ángulos de $\pm\pi/3$ y $-\pi$ rad. De esta forma, en la figura 5.4 se observa que los polos se sitúan en el semiplano derecho a partir de un cierto valor de la ganancia de $T(s)$ generando inestabilidad. Por tanto, es necesario el resistor R_3 para introducir un cero en la función $T(s)$ que garantiza la estabilidad del circuito.

Considerando en la ecuación 5.9 la ganancia del amplificador A_2 muy elevada y $R_T \gg R_3$ se obtiene que la función de transferencia del circuito correspondientes al AO2 es la siguiente:

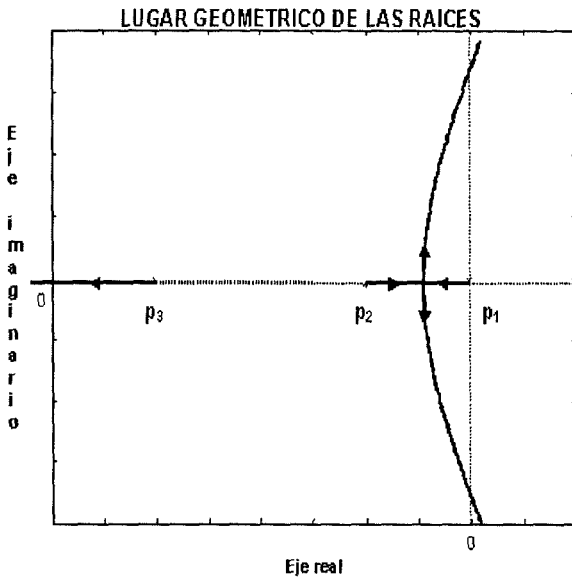


Figura 5.4: Lugar geométrico de las raíces de la función de transferencia en anillo abierto con $R_3 = 0$.

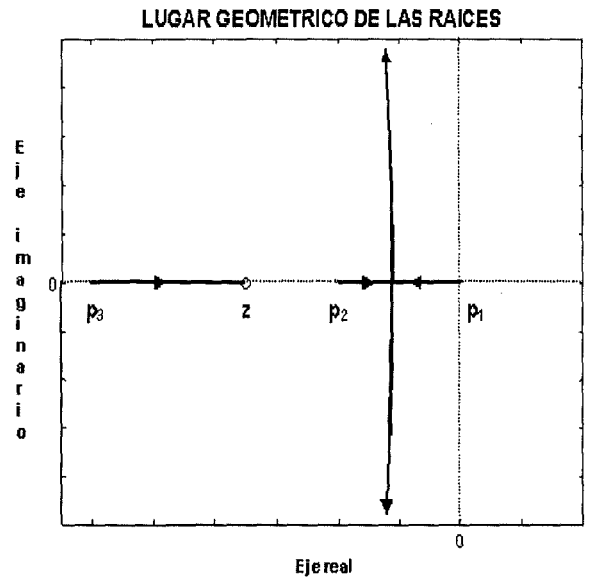


Figura 5.5: Lugar geométrico de las raíces de la función de transferencia en anillo abierto con $R_3 \neq 0$.

$$G(s) \approx -\frac{\omega_{02} \cdot R_3 A_2}{R_T} \cdot \frac{s + \frac{1}{R_3 C}}{s(s + A_2 \omega_{02})}$$

En la figura 5.6 se visualiza el comportamiento frecuencial asintótico en el diagrama de Bode de la ganancia de la función $G(s)$. Para mantener el efecto integrador de esta etapa del circuito interesa que el cero sea superior a las componentes frecuenciales de la señal EMG filtrada e inferior a la frecuencia donde está situado el polo para mantener la caída de 20 dB/dec equivalente a la respuesta ideal de un integrador puro:

$$\text{Componentes frecuenciales } (2 \cdot \pi \cdot f_{nyquist}(Hz)) < \frac{1}{R_3 C} < A_2 \omega_{02}$$

Por tanto, el valor de la resistencia R_3 ha de cumplir la siguiente condición:

$$\frac{1}{C \cdot A_2 \cdot \omega_{02}} < R_3 < \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_{nyquist} \cdot C}$$

Siendo el producto ganancia*ancho de banda del AO2 de $3 \cdot 10^6$, la frecuencia de Nyquist de 500 Hz en la señal EMG y con $C = 47$ nF se obtiene de la condición anterior que $7.09\Omega < R_3 < 6.772k\Omega$. Se escoge $R_3 = 1k\Omega$.

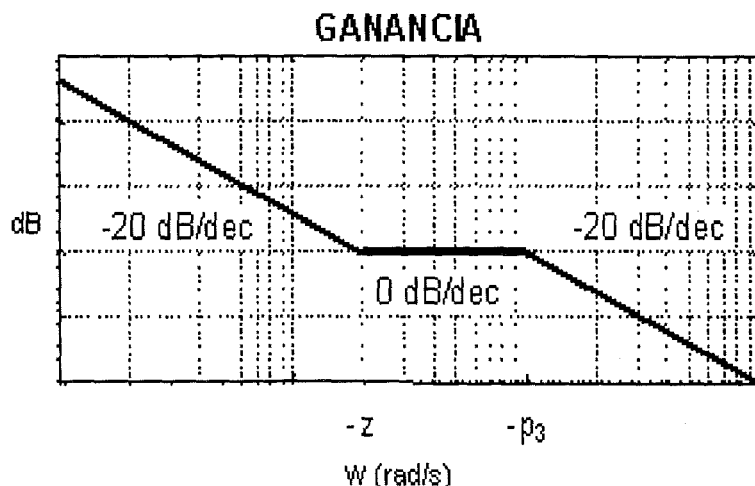


Figura 5.6: Respuesta frecuencial asintótica de ganancia de $G(s)$.

5.2.3 Aplicación a la señal EMG

La señal EMG se filtra con el circuito diseñado en el Apartado 5.2.2. En la figura 5.7 se observa un segmento de señal EMG registrado a volumen corriente con una interferencia importante de la señal ECG. Predomina la elevada amplitud del complejo QRS de dicha señal en cada latido cardíaco. Los complejos son reducidos sensiblemente mediante el filtro por *slew rate*, tanto en su valor máximo positivo como negativo.

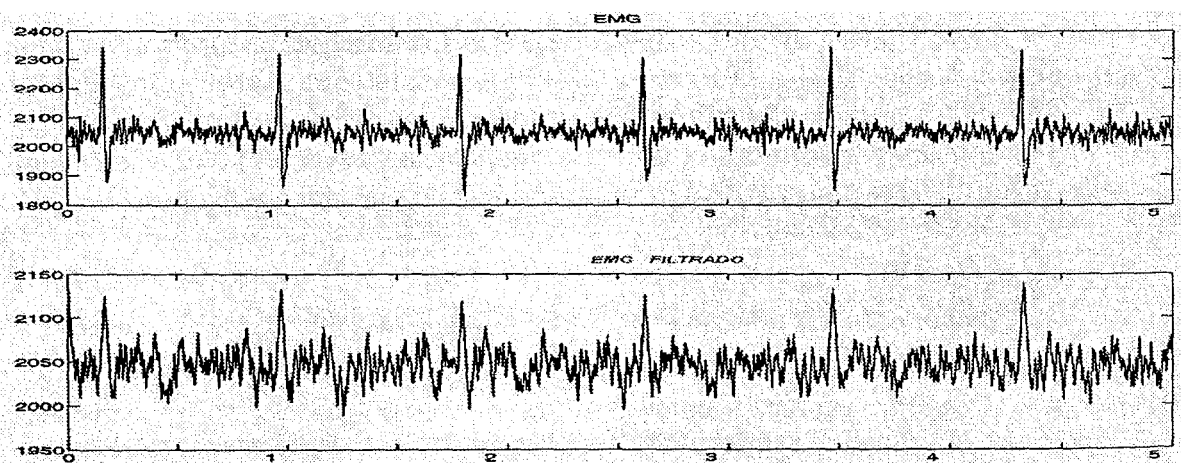


Figura 5.7: Señal EMG registrada a volumen corriente contaminada por la actividad cardíaca, en la parte superior, y filtrada mediante el circuito no lineal, en la parte inferior. Los valores de amplitud están en unidades del convertor A/D de la tarjeta de adquisición (12 bits en 'offset binario').

Las densidades espectrales de potencia de las señales EMG contaminada y filtrada muestra en la figura 5.8 que las componentes frecuenciales de ambas señales se sitúan en

el mismo rango de frecuencias demostrando que no es posible la reducción de la actividad cardíaca mediante un filtro lineal invariante en el tiempo. Aparece una reducción lógica de la energía de la señal al filtrar y reducir la actividad cardíaca. Sin embargo, en la figura 5.7 se observa que aunque los complejos QRS son reducidos considerablemente, las restantes componentes de la señal ECG como las ondas P y T no son filtradas ya que se mantienen en la tensión de salida del circuito.

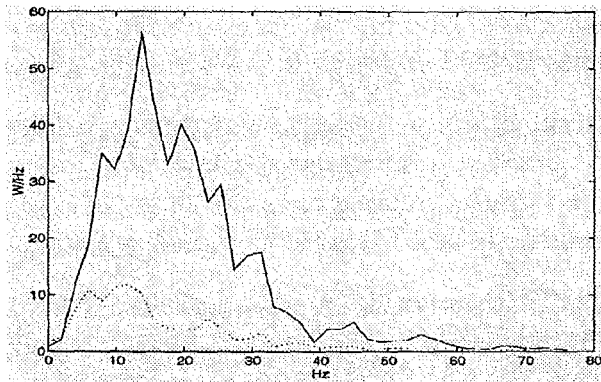


Figura 5.8: Densidades espectrales de potencia de las señales EMG contaminada por la señal ECG (trazo continuo) y filtrada (trazo discontinuo) de la figura 5.7.

5.2.4 Discusión y conclusiones

Se analiza detalladamente el comportamiento lineal y no lineal del circuito por *slew rate* y la importancia de cada componente en su funcionamiento. Se selecciona los valores adecuados de los componentes para la aplicación.

Se utiliza el filtro no lineal por *slew rate* en las señales EMG que poseen una interferencia importante de la señal ECG procedente de la actividad cardíaca. En la tensión de salida del circuito aparece una reducción importante de los complejos QRS de cada latido cardíaco que aportan la mayor cantidad de energía de la actividad cardíaca. Las componentes frecuenciales de dicha actividad y la muscular se encuentran en el mismo rango de frecuencias. Por tanto, sólo un filtro no lineal o invariante en el tiempo permite la reducción. Sin embargo, las componentes de la señal ECG procedentes de las restantes ondas de cada latido cardíaco no son filtradas mediante el circuito.

Además, este filtro no puede ser utilizado en la señal VMG excepto para eliminar artefactos de movimiento del sujeto durante la prueba, ya que requiere que la señal interferente presente una pendiente superior a la de la señal miográfica.

Por consiguiente, este filtro es aconsejable en su utilización en tiempo real, aunque la reducción de toda la actividad cardíaca en la señal EMG, y la señal VMG, requiere de otro filtrado que es analizado en los Apartados posteriores mediante filtros digitales.

5.3 Filtrado digital y su análisis mediante simulación

5.3.1 Introducción

En el presente y próximo Apartados se pretende realizar la reducción de señales interferentes cardíacas mediante procesado diferido, es decir, con un filtrado digital tras haber sido adquiridas las señales miográficas. En este Apartado se realiza un análisis del filtrado digital mediante simulación, y en el siguiente se aplica a señales reales.

Eliminar la actividad cardíaca mediante sustracción directa es imposible porque no se pueden obtener las señales interferentes con la misma fase y amplitud que se encuentran superpuestas a las señales miográficas. Ello es debido a las diversas no linealidades asociadas a los caminos de la señal y las características de adquisición.

El análisis de las DEP muestra un solapamiento en frecuencia entre la señal ECG y EMG, y el PC y la señal VMG, como se observa en la figura 5.9. Dicho solapamiento es total en las señales VMG y PC. Por tanto, las señales cardíacas no pueden eliminarse mediante un sencillo filtro lineal e invariante en el tiempo. En este caso los algoritmos adaptativos son los más adecuados. En este Apartado 5.3.2 se analiza las características óptimas de un filtro adaptativo mediante el algoritmo de mínimos cuadrados (LMS) en el caso de las señales miográficas [Mañanas y otros, 1998]. Además, la cuasi-periodicidad de la actividad cardíaca presente en los diferentes latidos de la señal ECG y PC, diferente al ritmo respiratorio en la actividad muscular, permite la posibilidad de reducir las señales interferentes mediante el método de descomposición en valores singulares (SVD) que se plantea en el Apartado 5.3.3 [Mañanas y otros, 1999].

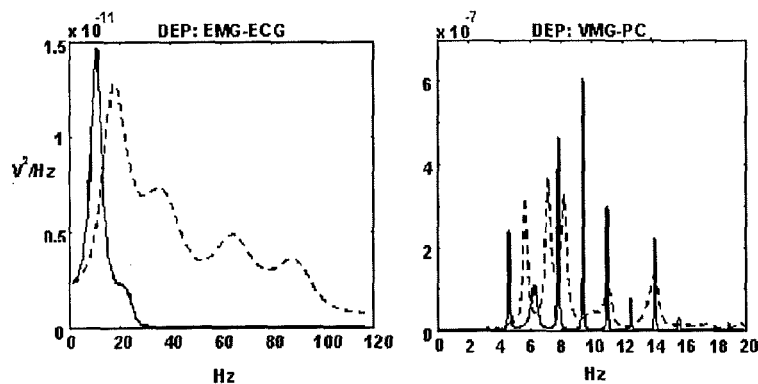


Figura 5.9: Densidades espectrales de potencia de las señales a) EMG (trazo discontinuo) y ECG (trazo continuo), b) VMG (trazo discontinuo) y PC (trazo continuo).

Asimismo, en el Apartado 5.3.4 se evalúa la influencia de la relación señal-ruido (SNR) en el cálculo de los parámetros frecuenciales, temporales y de correlación que están relacionados con la actividad y fatiga muscular. Es necesario un buen filtrado para obtener de la forma más exacta posible dichos parámetros para que indiquen solamente despla-

mientos en frecuencia de las DEP de las señales miográficas, en el caso de los frecuenciales, o variación de la energía o relación entre ambas señales en el caso de los parámetros temporales y de correlación. Para ello, se realiza una simulación a partir de la generación artificial de señales miográficas contaminadas con señales cardíacas.

La señal PC se adquiere mediante el mismo sensor de contacto utilizado para el registro de la señal VMG, HP 2105A, situado sobre el músculo ECM y con un amplificador con ancho de banda 5-32 Hz y frecuencia de muestreo 80 Hz igual a la señal VMG. Mediante dos electrodos se registra una derivación precordial de la señal ECG que es amplificada y muestreada de igual forma que la señal EMG: a 1 kHz con un ancho de banda de 8-400 Hz. En la figura 5.10 se muestra las diferentes señales biomédicas correspondientes a cinco ciclos respiratorios. La carga soportada por el sujeto es de 200 g, suficientemente elevada para que las señales EMG y VMG correspondan básicamente a la actividad muscular.

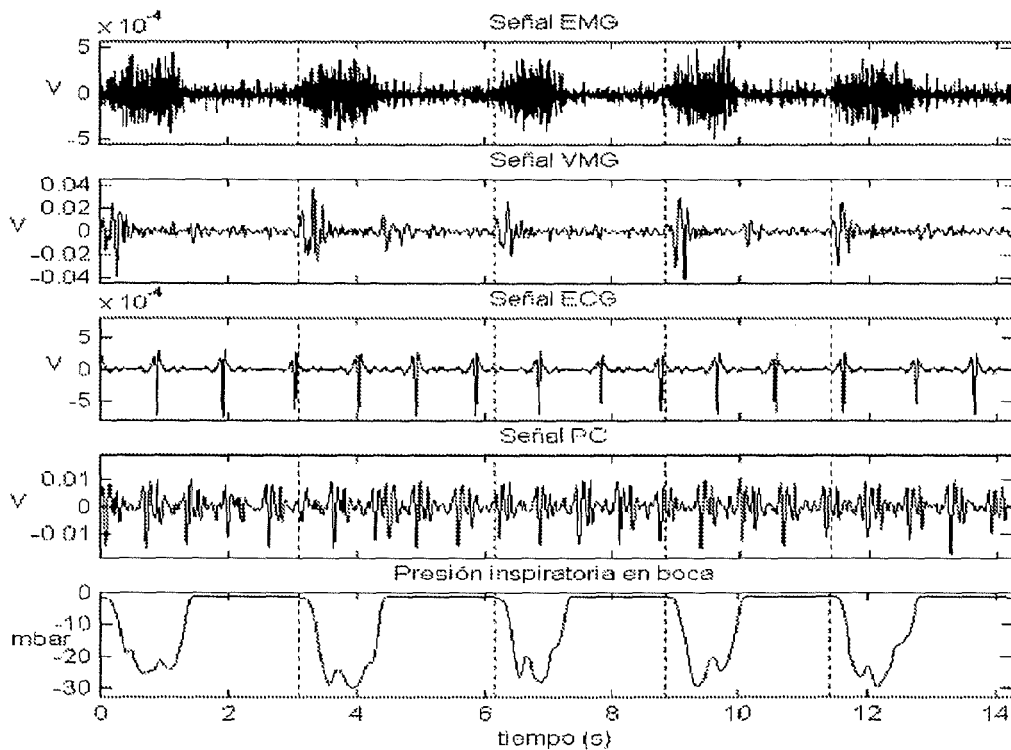


Figura 5.10: Señales EMG, VMG y Presión inspiratoria en boca con una carga inspiratoria de 200g en la prueba IC; y señales ECG y PC.

5.3.2 Filtrado adaptativo

5.3.2.1 Algoritmo LMS

Los filtros adaptativos estiman la señal determinística, correspondiente a la señal miográfica, y elimina el ruido incorrelado con ésta: la señal cardíaca. La hipótesis de la incorrelación entre la señal contaminante y la contaminada es perfectamente válida, por-

que el origen biológico de las señales es diferente: el músculo ECM y el corazón. En la presente tesis se utiliza un filtro adaptativo con estructura transversal, donde los pesos se ajustan utilizando el algoritmo de mínimos cuadrados (LMS) [Widrow y Sterns, 1985]. Dicho algoritmo es uno de los más utilizados debido a su sencillez, menor complejidad computacional y robustez. Las características en detalle de este algoritmo se encuentra en muchos libros de procesamiento de señal, por ejemplo [Widrow y Sterns, 1985] y [Haykn, 1996]. En el Apartado 5.3.2 se analiza filtros adaptativos con diferentes características y se evalúa los resultados realizando un estudio comparativo en este tipo de señales biomédicas.

El diagrama de bloques correspondiente al filtro adaptativo utilizado se muestra en la figura 5.11.

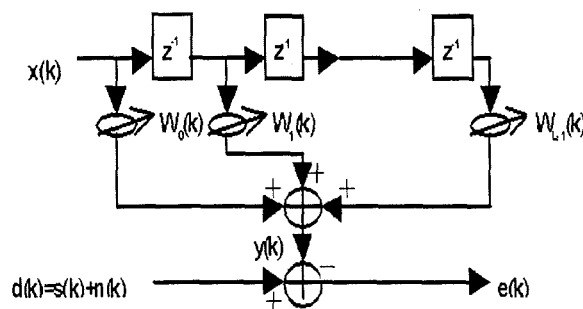


Figura 5.11: Filtro adaptativo con estructura transversal.

El filtro adaptativo tiene dos entradas. La entrada primaria $d(k)$ corresponde a la señal biomédica $s(k)$ (EMG o VMG) contaminada con ruido $n(k)$ (ECG o PC, respectivamente). La entrada de referencia $x(k)$ corresponde al ruido registrado u obtenido separadamente, que está correlado con la señal $n(k)$ e incorrelado con la señal $s(k)$ que se desea extraer.

Definimos el vector de pesos:

$$\mathbf{w}(k) = [w_0(k) \ w_1(k) \ w_2(k) \ \dots \ w_{L-1}(k)]^T$$

donde $w_i(k)$ son los L pesos del algoritmo que varían en cada iteración k , y el vector de entradas $\mathbf{x}(k)$ son las últimas L muestras de la señal de referencia:

$$\mathbf{x}(k) = [x(k) \ x(k-1) \ x(k-2) \ \dots \ x(k-(L-1))]^T$$

El número de pesos, L , es la longitud del registro de desplazamiento. La salida del filtro $y(k)$ puede expresarse de la siguiente forma [Widrow y Sterns, 1985]:

$$y(k) = \mathbf{w}^T(k) \cdot \mathbf{x}(k) = \sum_{i=0}^{L-1} w_i(k)x(k-i+1) \quad (5.11)$$

El algoritmo intenta ajustar la salida del filtro con la señal de ruido, para que al sustraerla de la señal primaria, se obtenga una señal de error $e(k) = d(k) - y(k)$ que

será la mejor aproximación en mínimos cuadrados a la señal $s(k)$ de interés. El algoritmo LMS modifica los pesos en cada iteración minimizando el valor cuadrático medio de la estimación de la señal de error $e(k)$ ($\xi = \mathcal{E} \{e^2(k)\}$) [Widrow y Sterns, 1985]:

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + 2\mu e(k)\mathbf{x}(k)$$

donde el parámetro o paso μ es la ganancia del filtro.

En el presente Apartado de análisis del filtrado digital mediante simulación, la señal $d(k)$ se genera artificialmente mediante la adición de la señal miográfica (EMG o VMG) correspondiente a una carga alta soportada por el sujeto y la señal cardíaca interferente que se muestran en la figura 5.10.

Se realiza previamente una detección de los complejos QRS de la señal ECG utilizando la derivada de la señal que supera un valor umbral ante la presencia del complejo. Una vez obtenidos dichos instantes de tiempo, denominados marcas, se calcula un latido promedio de la señal ECG y de la señal PC cuya duración es el mínimo número de muestras de todos y cada uno de los latidos de la señal cardíaca. Para garantizar que en el latido promedio de la señal ECG aparece todas las ondas características del latido, incluyendo la onda P, el inicio de cada latido que es promediado se fija en 0.3 s antes del máximo del complejo QRS, pues es conocido que en una persona sana, la duración de los intervalos de las diferentes ondas son las siguientes [Giraldo, 1996]:

$$0.12 \text{ ms} < \text{PR} \leq 0.2 \text{ ms}$$

$$0.1 \text{ ms} < \text{QRS} \leq 0.12 \text{ ms}$$

En el cálculo del latido promedio del PC, se fija el inicio de cada latido promediado en la señal en el instante del máximo del complejo QRS ya que existe un retardo implícito entre las señales PC y ECG inherente a un sistema mecánico y su estímulo eléctrico. En el filtrado de las señales EMG y VMG se aplica diferentes señales como entrada de referencia $x(k)$ que están sincronizadas con los latidos cardíacos:

- Un tren o sucesión de impulsos unitarios.
- Un tren o sucesión de un latido promedio de la señal ECG.

Además, para el filtrado de la señal VMG se utiliza una tercera señal $x(k)$ correspondiente a un tren o sucesión de un latido promedio de la señal PC. El número de pesos L escogido es el número de muestras del latido de menor duración de la señal utilizada en la simulación.

Para la simulación se escoge tramos de señales miográficas de cada sujeto y de cada carga de las pruebas incrementales correspondiente a veinte ciclos respiratorios. Se escoge dichos ciclos de forma que los últimos cinco ciclos corresponden a los seleccionados en el Apartado 4.5 como representativos de la actividad muscular en dicha carga inspiratoria.

5.3.2.2 Cálculo del vector de pesos inicial

La condición que asegura la convergencia del algoritmo en media y varianza es [Widrow y Sterns, 1985] [Laguna y otros, 1992]:

$$0 < \mu < \frac{1}{3\text{tr}\{\mathbf{R}\}} = \frac{1}{3\sigma_x^2} \quad (5.12)$$

donde \mathbf{R} es la matriz de covarianzas del vector de señal $\mathbf{x}(k)$, y σ_x^2 es la energía de la señal correspondiente a dicho vector. Todas las señales utilizadas como entrada de referencia se normalizan para tener una energía de valor unidad. De esta forma, se garantiza la convergencia del algoritmo con una ganancia $\mu < 1/3$. Sin embargo, la constante de tiempo τ de convergencia del algoritmo, en muestras, es [Widrow y Sterns, 1985]:

$$\tau = \frac{L}{4\mu\text{tr}\{\mathbf{R}\}} = \frac{L}{4\mu\sigma_x^2} \quad (5.13)$$

El desajuste M es directamente proporcional a la ganancia μ [Widrow y Sterns, 1985]. Por tanto, si se desea un desajuste pequeño el algoritmo no converge suficientemente rápido y no llega al régimen permanente en el filtrado del tramo de señales miográficas de interés, correspondiente a los últimos cinco ciclos respiratorios seleccionados en cada carga. En la figura 5.12a) se muestra la señal $y(k)$ al filtrarse la señal EMG contaminada con señal ECG. Los parámetros utilizados son: $\mu = 10^{-3}$, $L=697$ y la entrada de referencia una sucesión de impulsos. Puede observarse que en la duración correspondiente a veinte ciclos respiratorios, el algoritmo no ha tenido suficiente tiempo para converger. Según la ecuación 5.13, la constante de tiempo para $\mu = 10^{-3}$ es $\tau = 154.2$ s.

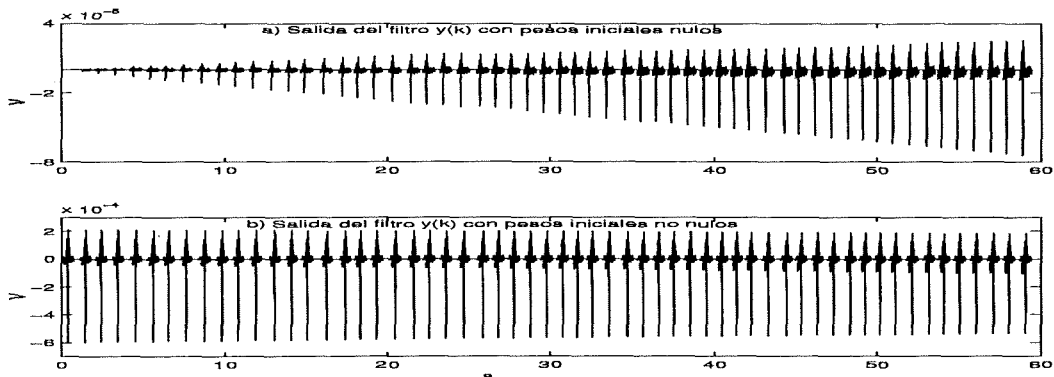


Figura 5.12: Salida del filtro adaptativo $y(k)$ durante veinte ciclos respiratorios con $\mu = 10^{-3}$ y $x(k)$ sucesión de impulsos. a) Se considera condiciones iniciales nulas en el vector de pesos $\mathbf{w}(k)$ del algoritmo. b) Se introduce los pesos $w_i(0)$ adecuados para iniciar el algoritmo próximo a la situación óptima.

Se propone la búsqueda de condiciones iniciales de los pesos que permita al algoritmo comenzar las iteraciones en régimen permanente, donde los valores $w_i(k)$ están cercanos al óptimo. En régimen estacionario, el vector $\mathbf{w}(k)$ prácticamente no varía con sucesivas iteraciones. Por consiguiente, se cumple:

$$\mathbf{w}(k+1) \approx \mathbf{w}(k)$$

Como puede observarse en la ecuación 5.14, los pesos corresponden a la respuesta impulsional de un sistema cuya entrada es la señal $x(k)$, y la salida es la señal $y(k)$:

$$y(k) = \mathbf{w}^T(k) \cdot \mathbf{x}(k) = \sum_{i=0}^{L-1} w_i \cdot x(k - i + 1) \quad (5.14)$$

En régimen estacionario la salida del filtro $y(k)$ es la señal $n(k)$ correspondiente a la actividad cardíaca a eliminar. Por tanto, la búsqueda de los pesos iniciales se basa en la identificación de la respuesta impulsional de un sistema con entrada $x(k)$ y salida $n(k)$. La identificación se realiza en el dominio frecuencial mediante el método de correlación [Ljung, 1987].

En la figura 5.13 se muestra las estimaciones de las respuestas impulsionales que se introduce como pesos iniciales, $w_i(0)$, en el algoritmo para un ejemplo de señal EMG y VMG. En la parte superior (figura 5.13a y 5.13b) aparece los pesos correspondientes al filtrado de la señal EMG contaminada con la señal ECG y en la parte inferior (figura 5.13c, 5.13d y 5.13e) los de la señal VMG interferida por el PC. En el caso de ser la señal de referencia, $x(n)$, una sucesión de impulsos los pesos convergen al latido promedio de la señal ECG (figura 5.13a), o PC (figura 5.13c), a eliminar. Es lógico, pues la respuesta impulsional del filtro (pesos w_i) es justamente la señal de salida, la actividad cardíaca, cuando la entrada es un impulso unitario.

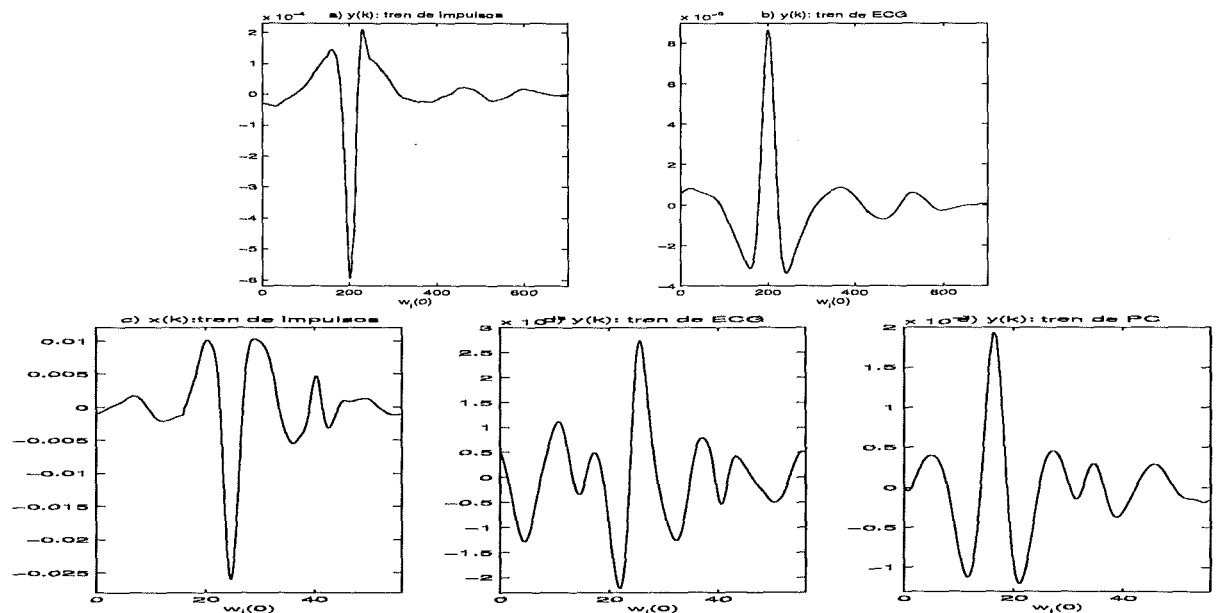


Figura 5.13: Pesos $w_i(0)$ para el filtrado de la señal EMG ($L=697$, retardo de 200 muestras de la señal $d(k)$ respecto a $x(k)$). Señales de referencia utilizadas: a) sucesión de impulsos, b) sucesión de un latido promedio de la señal ECG. Pesos $w_i(0)$ para el filtrado de la señal VMG ($L=56$, 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.

Si la señal $x(n)$ es una sucesión de un latido ECG promedio (figura 5.13b) o PC promedio en la señal VMG (figura 5.13e) los pesos convergen a una función 'próxima' al impulso situado en el retardo entre la señal de salida del sistema, $n(k)$, y la entrada, $x(k)$, que en el ejemplo que aparece en la figura 5.13 es de 200 muestras para la señal EMG y 16 para la señal VMG. Teóricamente, para un sistema cuyas señales de salida y entrada son las mismas, su respuesta impulsional corresponde exactamente a un impulso unitario. Sin embargo, todos los latidos cardíacos que aparecen en la señal ECG no son iguales ni, en mayor medida, tampoco en el PC. Por tanto, en el caso de aplicar un latido promedio como señal de referencia, los pesos $w_i(0)$ se obtienen mediante la identificación de la respuesta impulsional utilizando segmentos de señal $x(k)$ y $n(k)$ de duración de cinco latidos cardíacos. De esta forma, se calcula una respuesta impulsional 'promedio' con garantías que los pesos encontrados están próximos al óptimo.

En el filtrado de la señal VMG, cuando $x(k)$ es un tren de un latido promedio de la señal ECG (figura 5.13d), la respuesta impulsional del sistema refleja el retardo entre la señal ECG y PC. Dicho retardo es de 9 muestras (≈ 0.11 s), puesto que en el ejemplo el valor máximo del vector de pesos se encuentra en el peso 25 y el retardo introducido en la simulación entre la señales primaria y de referencia es de 16 muestras.

En la figura 5.12b se muestra la salida del filtro $y(k)$ para el mismo caso que en la figura 5.12a pero considerando $w_i(0)$ no nulos, sino los encontrados mediante el método de correlación. Puede observarse que el algoritmo inicia las iteraciones próximos al óptimo, por lo que se asegura la convergencia durante los últimos cinco ciclos respiratorios de interés.

5.3.2.3 Determinación del parámetro μ

En la ecuación 5.12 se determina el valor máximo del parámetro μ que es $1/3$. Se propone inicialmente un valor constante durante el funcionamiento del filtro. Disminuyendo dicho valor se supone, en principio, que el desajuste M se reduce. Por tanto se puede pensar que disminuyendo indiscriminadamente este parámetro se alcanza un filtrado óptimo. Sin embargo esto no se cumple, como se comprueba en los resultados de los Apartados 5.3.4, debido a que las señales de entrada del filtro no son completamente ergódicas ni, por tanto, estacionarias.

El algoritmo LMS supone que la entrada de referencia, $x(k)$, es ergódica al considerar que el valor esperado no varía:

$$\mathcal{E} \{ \mathbf{x}(k) \cdot \mathbf{x}^T(k) \} = \mathbf{x}(k) \cdot \mathbf{x}^T(k) = \mathbf{R} \quad \mathcal{E} \{ d(k) \cdot \mathbf{x}(k) \} = d(k) \cdot \mathbf{x}(k) = \mathbf{P}$$

De esta forma, la superficie del error, ξ , de la cual se busca el valor mínimo es única y no varía en las sucesivas iteraciones. Sin embargo, las señales cardíacas a filtrar varían bruscamente durante un latido, especialmente la señal ECG durante el complejo QRS. Por esta razón, el parámetro o paso μ debe ser suficientemente elevado para lograr seguir las variaciones de la señal y alcance rápidamente el valor mínimo de la superficie de error.

Se propone en los Apartados siguientes, además de diferentes valores constantes del paso μ , que dicho parámetro varíe durante el filtrado del intervalo QRS. Por consiguiente, se selecciona un valor pequeño, μ_p , utilizado en las sucesivas iteraciones del filtrado, excepto cuando se inicia el complejo QRS en que la señal cardíaca varía bruscamente donde se selecciona un valor mayor, μ_g , que permite una búsqueda más rápida del punto mínimo del error. En concreto, se determina que el parámetro μ_g se utiliza en el filtrado de la señal EMG contaminada de la señal ECG durante los 70 ms anteriores y posteriores al instante detectado como punto máximo del complejo QRS. Asimismo, se escoge el valor μ_g desde 40 ms hasta 180 ms posterior a dicho instante en el filtrado de la señal VMG contaminada con el PC. Estos diferentes valores en ambos casos corresponde al retardo existente entre la actividad mecánica, señal PC, y eléctrica, señal ECG, que se encuentra en el Apartado 5.3.2.2 de 110 ms. En otros instantes de tiempo el algoritmo utiliza el valor μ_p .

Para que los cambios en el valor del parámetro o paso μ no cause problemas de convergencia, previamente en el instante anterior a dicha conmutación, se guarda en un registro el vector de pesos. De esta forma, en el siguiente cambio del valor de μ se restituye el vector guardado como el vector de pesos en las sucesivas iteraciones.

En la figuras 5.14 y 5.15 se muestra un ejemplo de filtrado adaptativo de las señales EMG y VMG contaminada con señal ECG y PC, respectivamente (con una SNR=0 dB) mediante un valor constante de $\mu = 10^{-3}$ y mediante los valores $\mu_g = 10^{-2}$ y $\mu_p = 10^{-3}$.

Se observa la señal de error definida como la diferencia entre la señal miográfica original sin contaminar y la obtenida mediante el filtrado. Aparece valores de error menores en el caso de la señal EMG. Visualmente no aparece sensibles diferencias entre utilizar un filtrado con μ constante a variable dependiendo del instante de tiempo filtrado. Por consiguiente, se decide mantener ambas posibilidades en las simulaciones de los siguientes Apartados. De esta forma se obtiene resultados procedentes de señales miográficas de la población en estudio de los doce sujetos para escoger la mejor opción del valor del parámetro μ .

5.3.2.4 Retardo entre las señales primaria y de referencia

En el Apartado 5.3.2.2 se obtiene los valores de $w_i(0)$ correspondiente al vector de pesos cercano al óptimo del filtrado adaptativo. Para su cálculo se supone un retardo entre señales primaria, $d(k)$, y de referencia, $x(k)$, de 300 ms. Se observa que dicho vector posee valores máximos centrados en el valor de dicho retardo o próximos a él, disminuyendo al acercarse a los pesos para $i = 0$ e $i = L - 1$. Por tanto, el retardo es un parámetro importante que puede limitar el desajuste M debido a la existencia de una longitud finita del vector de pesos.

Para analizar el efecto de este retardo, se realiza una simulación en que se introduce diferentes retardos a la señal primaria respecto a la de referencia (ver figura 5.16).

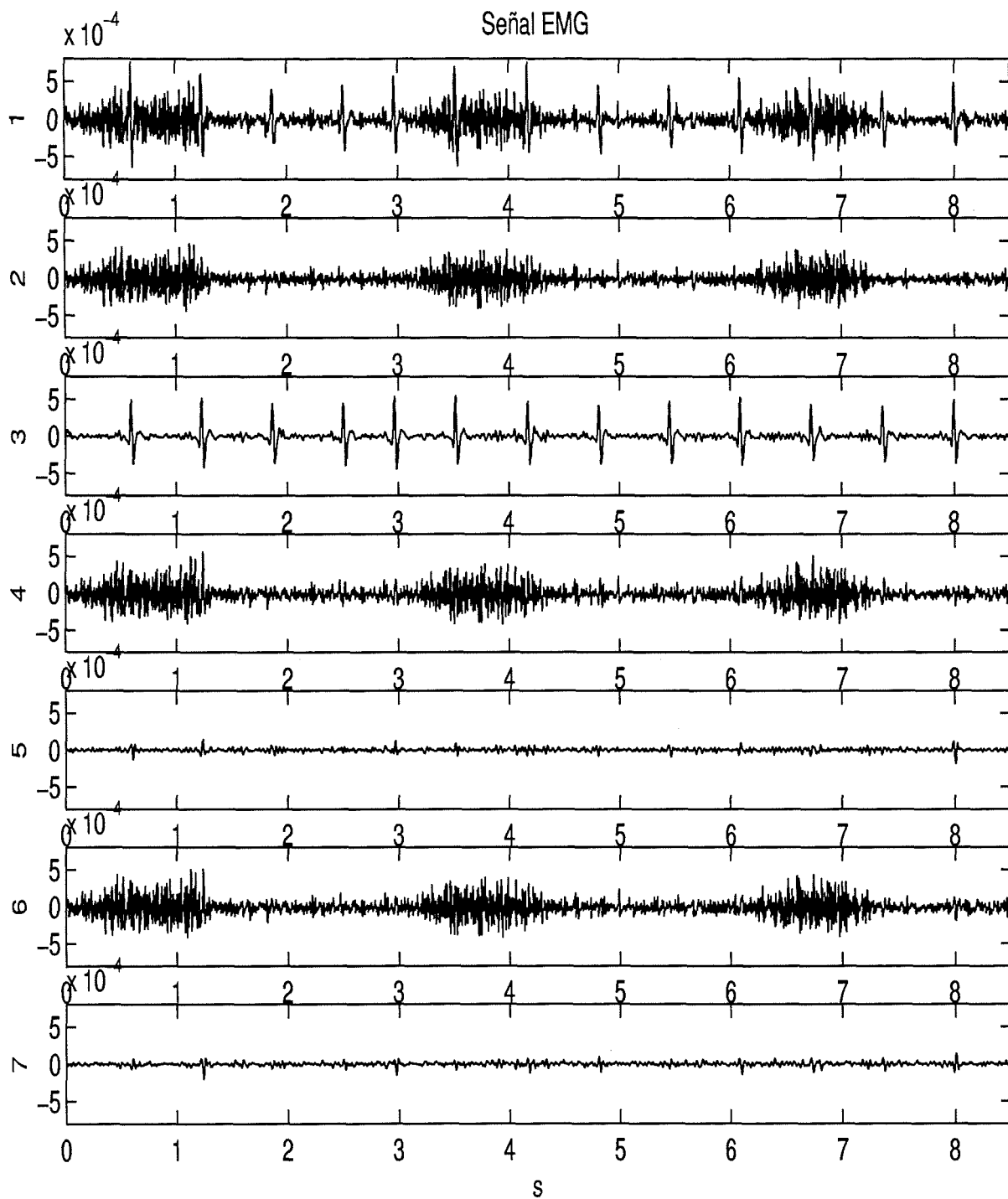


Figura 5.14: Ejemplo del filtrado de señal EMG contaminada con señal ECG. Se muestra 1) la señal miográfica contaminada artificialmente con la señal cardíaca considerando una $SNR=0$ dB, 2) la señal miográfica y 3) la señal cardíaca a partir de las cuales se genera la señal artificial contaminada, 4) 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.

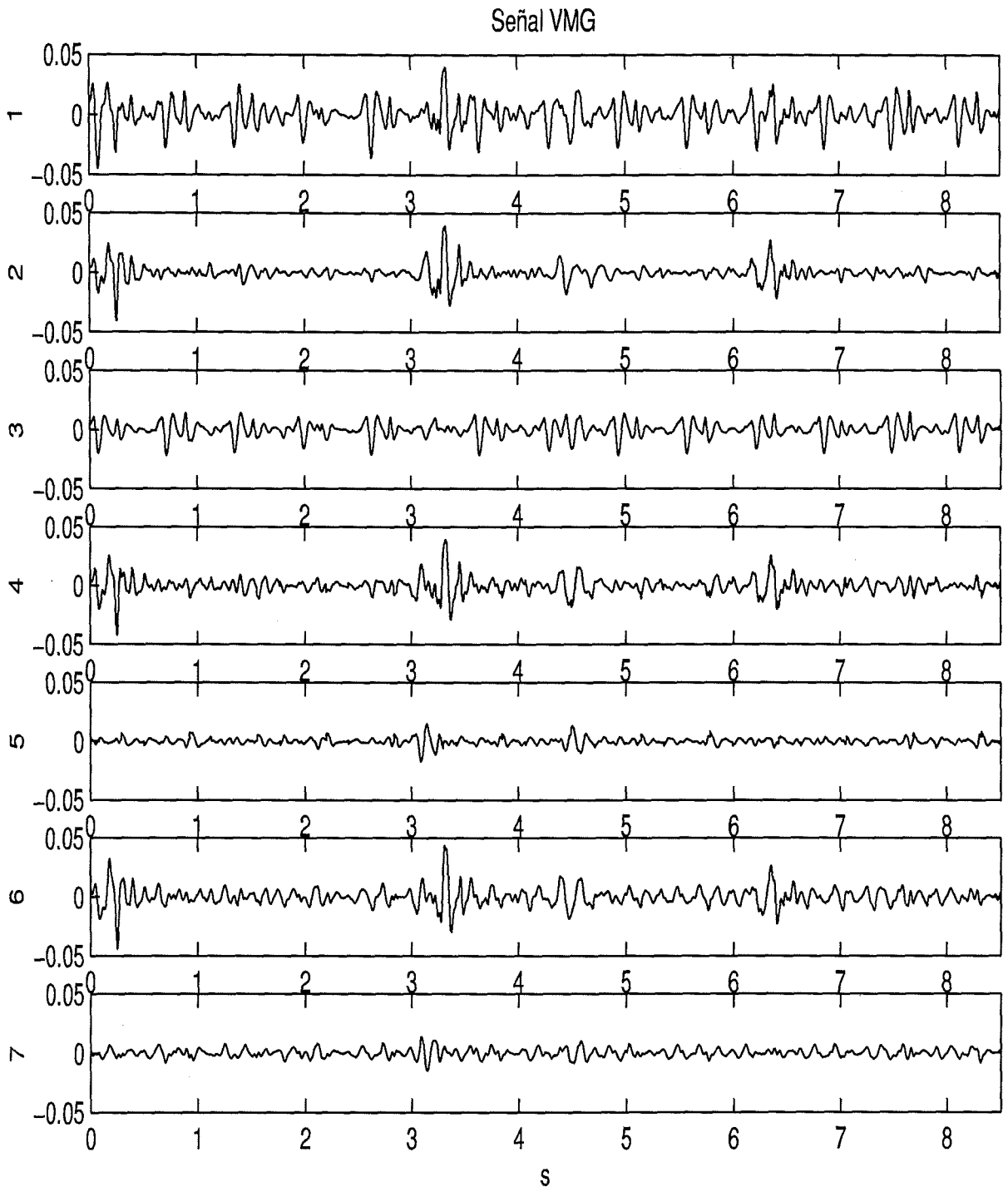


Figura 5.15: Ejemplo del filtrado de la señal VMG contaminada artificialmente con señal PC. Se muestra 1) la señal miográfica contaminada con la señal cardíaca considerando una $SNR=0$ dB, 2) la señal miográfica y 3) la señal cardíaca a partir de las cuales se genera la señal artificial contaminada, 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.

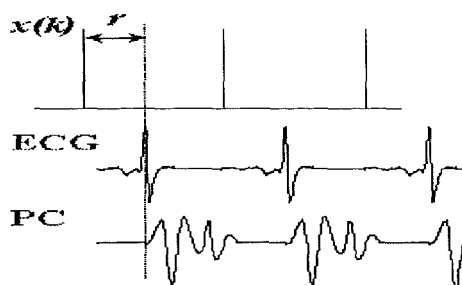


Figura 5.16: Retardo introducido en la simulación entre la señal de referencia, $x(k)$, que en la figura muestra como ejemplo una sucesión de impulsos, y la señal primaria correspondiente a la señal ECG o VMG a filtrar.

Para cada retardo se calcula el valor cuadrático medio del error definido por la siguiente expresión:

$$RMS_{error} = \sqrt{\sum_{k=0}^{N-1} \frac{(s(k) - e(k+r))^2}{N}} \quad (5.15)$$

donde r es el retardo en muestras y N el número de muestras total en los cinco ciclos respiratorios de interés. La figura 5.17 muestra los valores de mayor interés obtenidos de RMS_{error} para diferentes retardos y ganancias μ en el filtrado de la señal EMG y VMG en la parte superior e inferior, respectivamente, para un paciente con EPOC. El resto de sujetos presenta curvas similares.

Para un retardo superior a 100 muestras, aproximadamente, en el filtrado de la señal EMG se obtiene valores de RMS_{error} mínimos y casi constantes para las diferentes señales de referencia (ver figuras 5.17a) y 5.17b)). Es lógico, porque la distribución de valores de los diferentes pesos puede tender a cero cuando $i = 0$ e $i = L - 1$, como se ha comentado al inicio del Apartado. Además, en la señal de referencia con un latido promedio de la señal ECG, se sitúa el valor máximo de ese latido promedio en el instante donde se ha detectado el complejo QRS de la señal ECG en la señal primaria.

Al filtrar la señal VMG se alcanza valores de RMS_{error} mínimos y casi constantes para todas las entradas de referencia cuando se considera un retardo inferior a 30 muestras. Ello es debido al retardo inherente entre la señal PC interferente en la señal VMG y los instantes detectados del complejo QRS correspondiente a la actividad eléctrica del corazón.

La obtención de valores mínimos y casi constantes de RMS_{error} en función del retardo no depende de una ganancia μ específica, ni de si es constante o variable durante el filtrado. Este parámetro afecta al valor mínimo obtenido y se analiza y selecciona en el Apartado 5.3.4. Inicialmente se observa que con ganancias μ pequeñas se alcanza mínimos menores y similares entre las diferentes señales de referencia $x(k)$. Sin embargo, con $\mu = 10^{-4}$ que es la menor ganancia utilizada en la simulación no se consigue mínimo RMS_{error} . Por tanto, existe un valor μ_{opt} finito que minimiza este parámetro. Se selecciona un retardo de 0.1 s correspondiente a 100 muestras en la señal EMG y 8 muestras en la señal VMG.

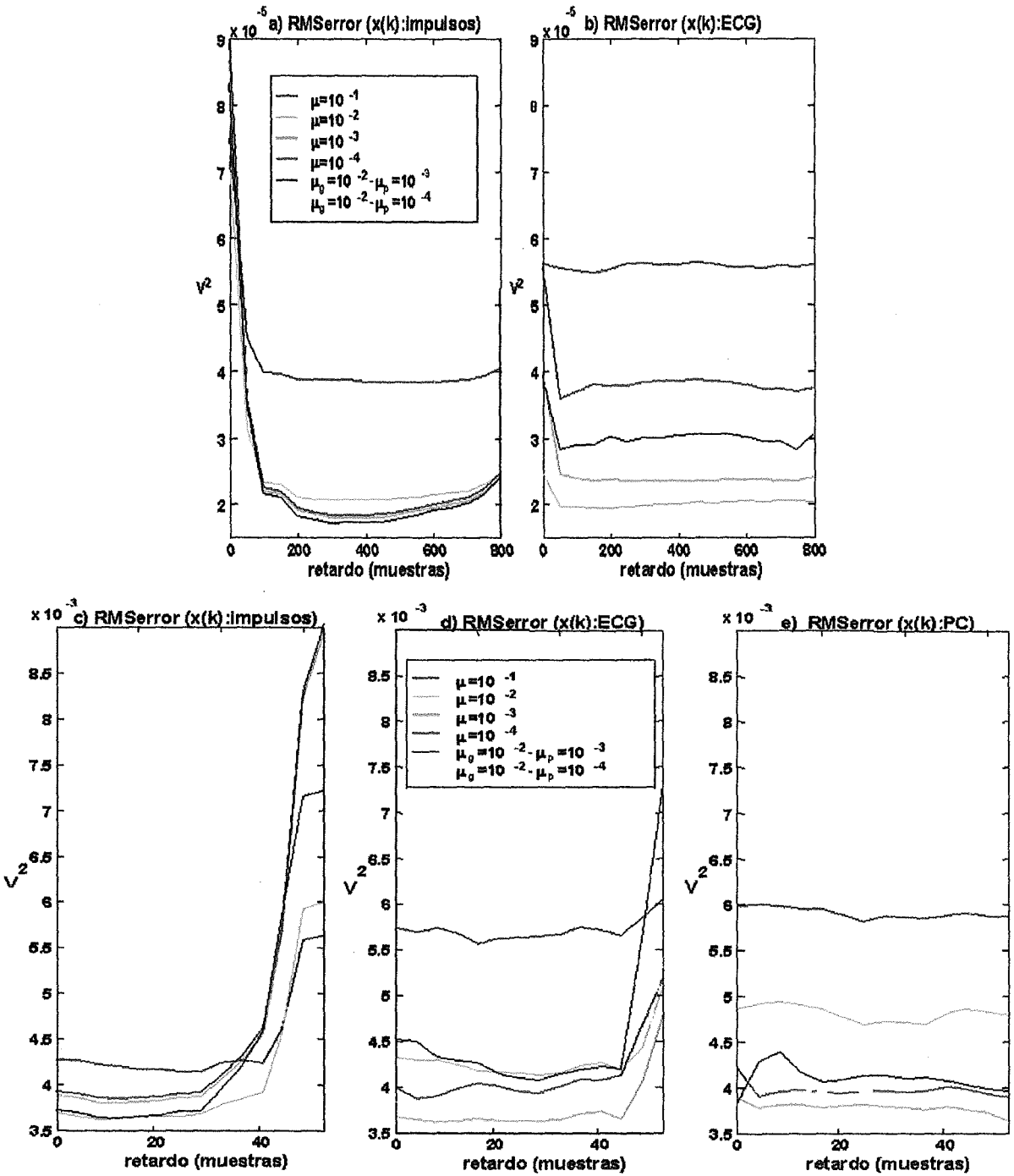


Figura 5.17: Valores de RMS_{error} en función del retardo en muestras, r , introducido entre las señales primaria y de referencia. Se realiza la simulación para filtrar la señal EMG considerando como señal de referencia: a) sucesión de impulsos, b) sucesión de un latido promedio de la señal ECG. Y para 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.

5.3.3 Descomposición en valores singulares

Un método alternativo al filtrado adaptativo para la reducción de interferencias es la descomposición en valores singulares que se ha aplicado en casos de la extracción de la señal ECG fetal [Callaerts y otros, 1990] [Kanjilal y otros, 1997]. En la presente tesis se utiliza dicho método para la extracción de la señal PC que contamina la señal VMG donde el solapamiento de las componentes frecuenciales es prácticamente total (ver figura 5.9).

Es conocido en los estudios de autoanálisis que una matriz \mathbf{A} cuadrada, $n \times n$, puede ser descompuesta en términos de una matriz unitaria, $n \times n$, compuesta por los autovectores y una matriz diagonal, $n \times n$, compuesta por los autovalores. Este concepto puede ser extendido a una matriz \mathbf{A} general, $m \times n$, de rango q mediante el teorema de descomposición en valores singulares [Marple, 1987] que verifica la existencia de los siguientes parámetros:

- Números reales positivos $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \sigma_q \geq 0$ llamados valores singulares de \mathbf{A} .
- Matriz unitaria $m \times m$: $\mathbf{U} = [\mathbf{u}_1 \ \mathbf{u}_2 \ \dots \ \mathbf{u}_m]$.
- Matriz unitaria $n \times n$: $\mathbf{V} = [\mathbf{v}_1 \ \mathbf{v}_2 \ \dots \ \mathbf{v}_n]$.

de forma que la matriz \mathbf{A} puede expresarse de la siguiente manera:

$$\mathbf{A} = \mathbf{U}\mathbf{\Sigma}\mathbf{V}^T = \sum_{i=1}^q \sigma_i \mathbf{u}_i \mathbf{v}_i^T \quad (5.16)$$

donde la matriz $\mathbf{\Sigma}$, $m \times n$, tiene la estructura siguiente:

$$\mathbf{\Sigma} = \begin{bmatrix} \mathbf{D} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix}$$

y $\mathbf{D} = \text{diag}(\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_q)$ es una matriz diagonal, $q \times q$.

Esta descomposición se aplica en el filtrado de señales interferentes al generar la matriz \mathbf{A} mediante la división de la señal VMG contaminada con la señal de PC en segmentos correspondientes a los diferentes latidos:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_1^T \\ \mathbf{x}_2^T \\ \vdots \\ \mathbf{x}_N^T \end{bmatrix}$$

donde \mathbf{x}_i^T es un vector fila correspondiente a un segmento de la señal VMG, $x(n)$, entre dos instantes de complejos QRS consecutivos detectados. El parámetro N es el número de latidos detectados en los cinco ciclos respiratorios de interés. Como el ritmo cardíaco no es constante, la longitud de los vectores \mathbf{x}_i^T varía, de forma que se añade ceros hasta completar el número de columnas correspondiente a la máxima duración de los latidos.

La información de la matriz \mathbf{A} formada por la señal VMG contaminada con actividad cardíaca se descompone en componentes ortogonales mediante la ecuación 5.16. El modo principal o dominante es el siguiente:

$$Y = \sigma_1 \mathbf{u}_1 \mathbf{v}_1^T = \begin{bmatrix} y_1^T \\ y_2^T \\ \vdots \\ y_N^T \end{bmatrix}$$

que corresponde a la actividad cardíaca debido a la cuasi-periodicidad de la señal PC con que se ha distribuido la matriz original \mathbf{A} . De esta forma se elimina directamente dicha interferencia mediante la diferencia entre los diferentes vectores fila: $\mathbf{x}_i^T - \mathbf{y}_i^T$, y concatenando los diferentes vectores, eliminando los ceros añadidos, obteniendo así la señal VMG filtrada.

En la figura 5.18 se muestra un ejemplo de filtrado de la señal VMG mediante el método de descomposición de valores singulares.

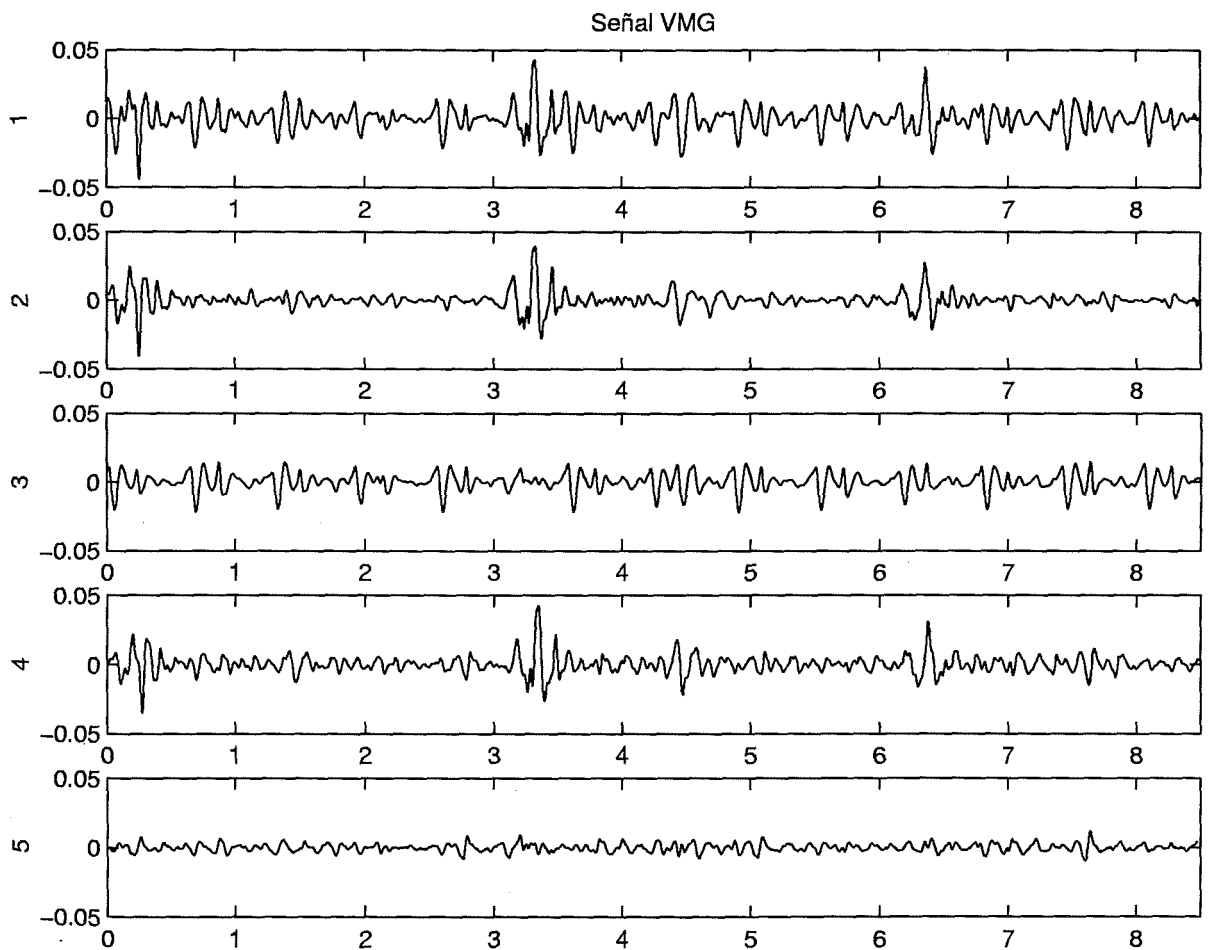


Figura 5.18: Ejemplo del filtrado de la señal VMG contaminada artificialmente con señal PC (mismo segmento que la figura 5.15. Se muestra 1) la señal miográfica contaminada con la señal cardíaca ($SNR=0$ dB), 2) la señal miográfica y 3) la señal cardíaca a partir de las cuales se genera la señal artificial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

5.3.4 Influencia de la SNR en los parámetros de análisis

En este Apartado se analiza la influencia de la SNR en los parámetros de análisis cuando éstos se obtienen a partir de las señales miográficas filtradas, bien sea mediante el filtrado adaptativo con un algoritmo LMS o con el método de SVD.

Se analiza el error producido al calcular un parámetro de interés sobre la señal miográfica contaminada con actividad cardíaca con una determinada SNR tras filtrarla, respecto al verdadero valor del parámetro correspondiente a la señal miográfica original sin interferencias cardíacas. También se analiza la disminución de este error respecto al que se comete obteniendo el parámetro directamente de la señal contaminada sin filtrar.

Los parámetros evaluados son los frecuenciales: frecuencia central, f_c , frecuencia media, f_m , y ratio H/L; y el temporal RMS para la señal EMG y VMG, así como los siguientes parámetros de correlación: tiempo de retardo medio para retardos positivos y negativos normalizado respecto a la duración del período de inspiración, l_{pi} y l_{ni} respectivamente, y porcentaje del área para retardos positivos del total de la FCC. De esta forma, se analiza el efecto del ruido cardíaco en cada grupo de parámetros y como influye en su filtrado.

En el primer método de filtrado adaptativo se utiliza para ambas señales miográficas dos secuencias diferentes de entradas de referencia: sucesión de impulsos y sucesión de un latido ECG promedio. En el caso de la señal VMG se utiliza una tercera secuencia correspondiente a un latido de PC promedio. En todos los casos la señal de referencia está sincronizada con los complejos QRS detectados. Las diferentes señales y su introducción en el filtro adaptativo para la simulación se muestra en la figura 5.19. Se realiza múltiples simulaciones considerando diferentes valores del parámetro μ . La selección de las ganancias está orientada por los resultados del Apartado 5.3.2.4, y en concreto en la figura 5.17, donde se observa que disminuyendo el parámetro μ se reduce el RMS_{error} hasta que dicho parámetro supera un cierto valor en que el RMS_{error} incrementa.

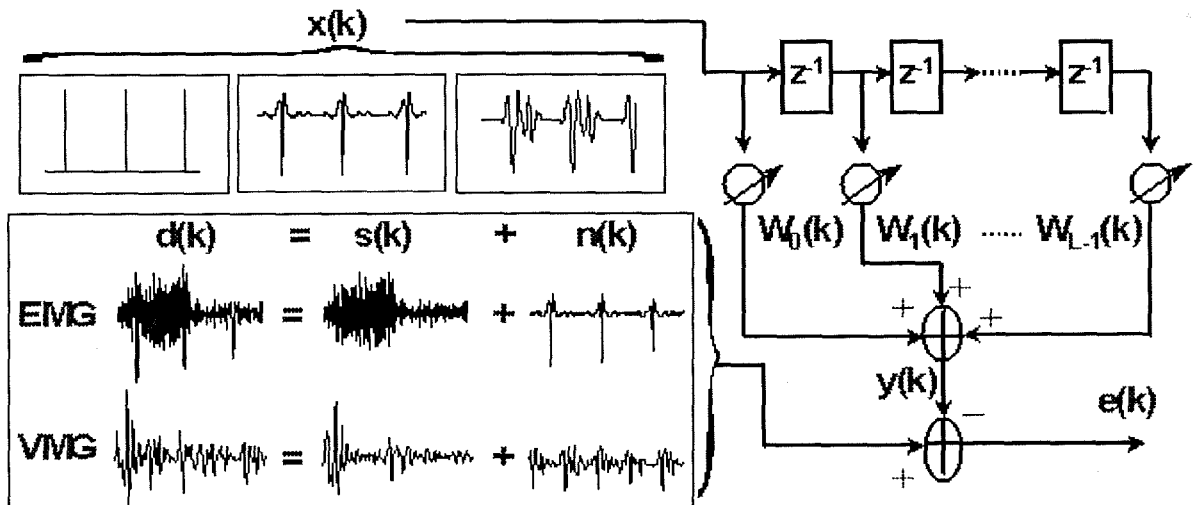


Figura 5.19: Esquema de las diferentes señales miográficas y cardíacas introducidas en el filtro adaptativo para el estudio de simulación.

El método de filtrado mediante descomposición en valores singulares se utiliza en la reducción de la señal PC en la señal VMG por ser el caso con mayor dificultad debido al total solapamiento entre las componentes frecuenciales de ambas señales. Tiene interés evaluar la influencia de la SNR en el cálculo de los parámetros asociados a la actividad y fatiga muscular porque simula casos de diferente trabajo del músculo ECM en que con altas cargas respiratorias la interferencia cardíaca queda casi enmascarada por la actividad muscular (alta SNR) y, en cambio, a bajas cargas la influencia de las señales ECG y PC es mayor en las señales miográficas registradas (baja SNR).

El estudio de simulación se realiza considerando diferentes valores de SNR desde -40 dB hasta 40 dB. Sin embargo, la razón de un margen tan elevado es verificar la correcta ejecución de la simulación. El rango de SNR de interés corresponde desde -10 dB hasta 10 o 20 dB, aproximadamente. Una SNR de -10 dB indica que la energía de la señal interferente es diez veces superior a la de la señal miográfica, situación en la realidad muy desfavorable con prácticamente nula actividad muscular.

En la figura 5.20 se muestra el porcentaje de error en la obtención de los parámetros frecuenciales en la señal EMG contaminada con actividad cardíaca con diferente SNR. En estos casos se presenta valores del error medio de los doce sujetos de toda la población en estudio. Además, en la misma figura se observa el valor RMS_{error} para un paciente en concreto en el caso de las diferentes características del filtro adaptativo simuladas. Para el resto de sujetos se obtiene curvas similares de RMS_{error} .

Se observa claramente que el error cometido al calcular los parámetros directamente en la señal EMG sin filtrar es muy elevado e incluso inaceptable hasta valores de SNR de 10 dB. Esto muestra la necesidad de aplicar un filtrado de la señal ECG en la señal EMG. La reducción del error cometido es considerable a partir de $SNR > -10$ dB y excelente alrededor de 0 dB en todas las características de filtrado que muestra la figura 5.20 para la f_c , f_m y RMS, así como en el RMS_{error} . El ratio H/L es el parámetro frecuencial más sensible a la interferencia de la señal ECG y la reducción es sensiblemente mayor en los siguientes casos:

- Con una entrada de referencia correspondiente a una sucesión de impulsos y ganancia constante. Las curvas son prácticamente idénticas para $10^{-2} < \mu < 10^{-4}$.
- Con una entrada de referencia correspondiente a una sucesión de impulsos y ganancia variable: $\mu_g = 10^{-2}$ y $\mu_p = 10^{-4}$
- Cuando la entrada referencia es una sucesión de un latido promedio y $\mu = 3 \cdot 10^{-3}$. Aunque con ganancia $\mu = 10^{-2}$ el error es menor para $SNR < 0$ dB, para valores superiores se obtiene un error apreciable aún cuando SNR es muy elevado.

En la figura 5.21 se muestra el porcentaje de error en la obtención de los parámetros frecuenciales en la señal VMG contaminada con señal PC con diferente SNR. En estos casos se presenta valores del error medio de los doce sujetos de toda la población en estudio. Además, en la misma figura se observa el valor RMS_{error} para un paciente en

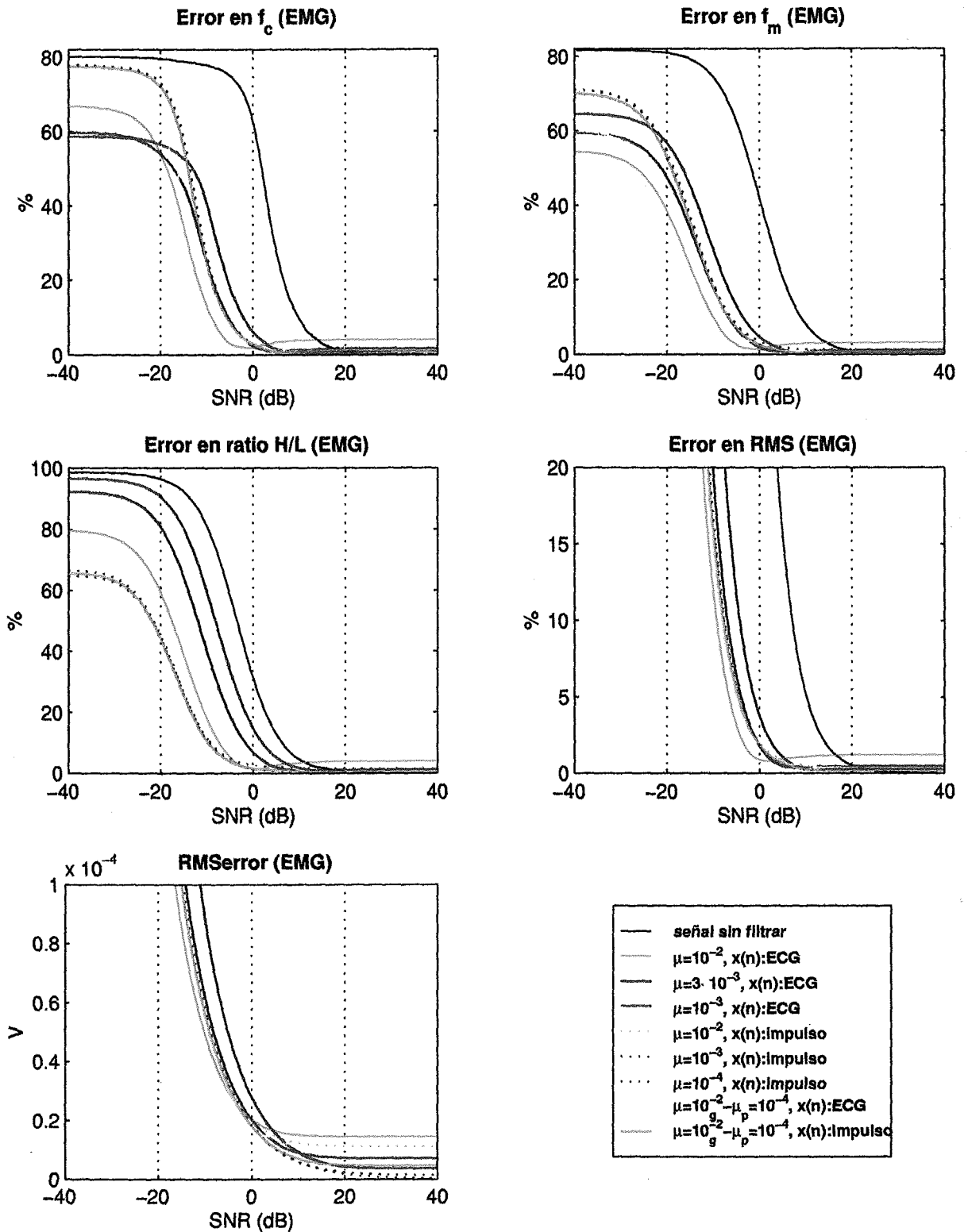


Figura 5.20: Valores promedio en los doce sujetos del error en el cálculo de los parámetros frecuenciales y RMS a partir de la señal EMG contaminada con señal ECG con diferente SNR, y filtrada mediante un filtro adaptativo con diferentes valores de μ . Se observa, además, el RMS_{error} para un paciente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

concreto en el caso de las diferentes características del filtro adaptativo simuladas. Para el resto de sujetos se obtiene curvas similares de RMS_{error} .

En primer lugar hay que destacar que el error cometido al calcular los parámetros frecuenciales en la señal VMG sin filtrar es mucho menor que en el caso de la señal VMG. La explicación se encuentra en el total solapamiento de las componentes frecuenciales en la señal miográfica e interferente. Por tanto, aunque se obtiene una reducción del error en el cálculo de la f_c , incluso aumenta considerablemente cuando el filtrado adaptativo se realiza con una sucesión de un latido PC promedio como señal de referencia.

La reducción del error en el parámetro RMS no es suficientemente satisfactoria cuando se filtra mediante el algoritmo LMS con entradas de referencia correspondiente a sucesión de impulsos, μ constante o variable, o de un latido ECG promedio. Mediante el método de descomposición de valores singulares se alcanza una reducción del error mayor que en los casos anteriores para una SNR inferior a 0 ó 5 dB, aproximadamente. Sin embargo, para SNR superiores se obtiene un aumento brusco del error respecto al método de filtrado adaptativo que alcanza valores casi nulos. Por tanto, el método SVD no es recomendable ante situaciones de elevado esfuerzo muscular equivalente a SNR muy altas.

En la figura 5.22 se muestra el porcentaje de error en la obtención de los parámetros de correlación en ambas señales miográficas contaminada con las señales cardíacas con diferente SNR y filtrada posteriormente mediante diferentes métodos. En estos casos se presenta valores del error medio de los doce sujetos de toda la población en estudio.

Se obtiene una reducción del error mediante filtrado adaptativo sensible en el cálculo del parámetro lni , y ligeramente apreciable en los otros dos parámetros de correlación analizados. Se obtiene resultados similares en todos los casos simulados con el algoritmo LMS, aunque en los tiempos de retardo medio el error es menor cuando se filtra la señal VMG mediante una sucesión de impulsos como señal de referencia. Por otro lado, la reducción del error en los parámetros lpi y arp es considerablemente mayor cuando se utiliza el método de descomposición en valores singulares para filtrar la señal VMG con SNR inferior a 0 ó 5 dB. Pero el error no es aceptable para SNR mayores de forma similar como sucedía en los parámetros frecuenciales y RMS de la señal VMG. Las curvas son muy similares para SNR superiores a -10 dB independientemente del método de filtrado utilizado en la señal EMG.

5.3.5 Discusión y conclusiones

Se realiza un análisis de dos métodos de filtrado digital de las señales miográficas mediante un estudio de simulación donde las señales EMG y VMG contaminadas con señales ECG y PC, respectivamente, se generan artificialmente mediante la suma de la señal miográfica y la correspondiente actividad cardíaca.

Referente al primer método analizado de filtrado adaptativo mediante algoritmo LMS

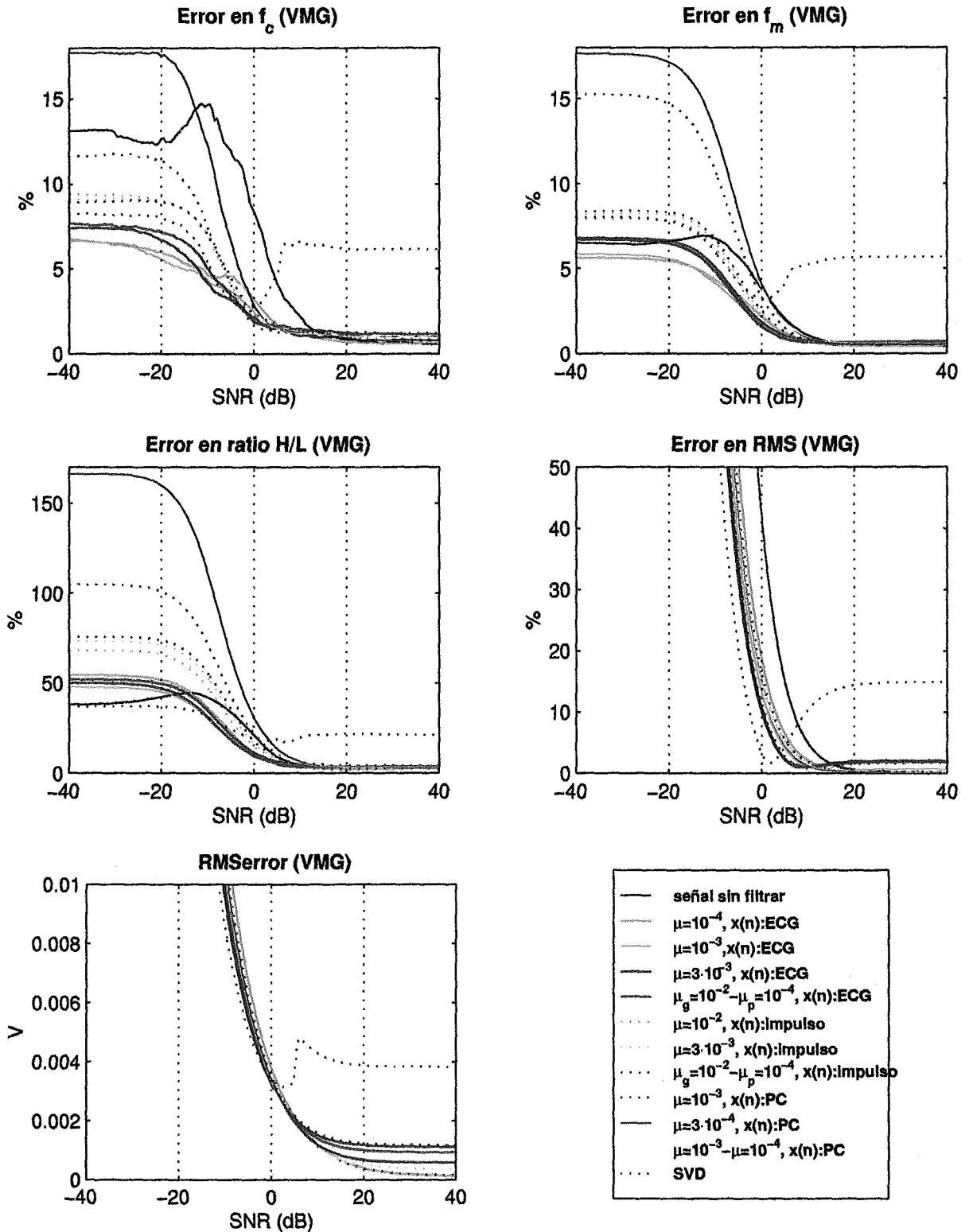


Figura 5.21: Valores promedio en doce sujetos del error en el cálculo de los parámetros frecuenciales y RMS a partir de la señal VMG contaminada con PC con diferente SNR, y filtrada mediante un filtro adaptativo con diferentes valores de μ y SVD. Se observa, además, el RMS_{error} para un paciente a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

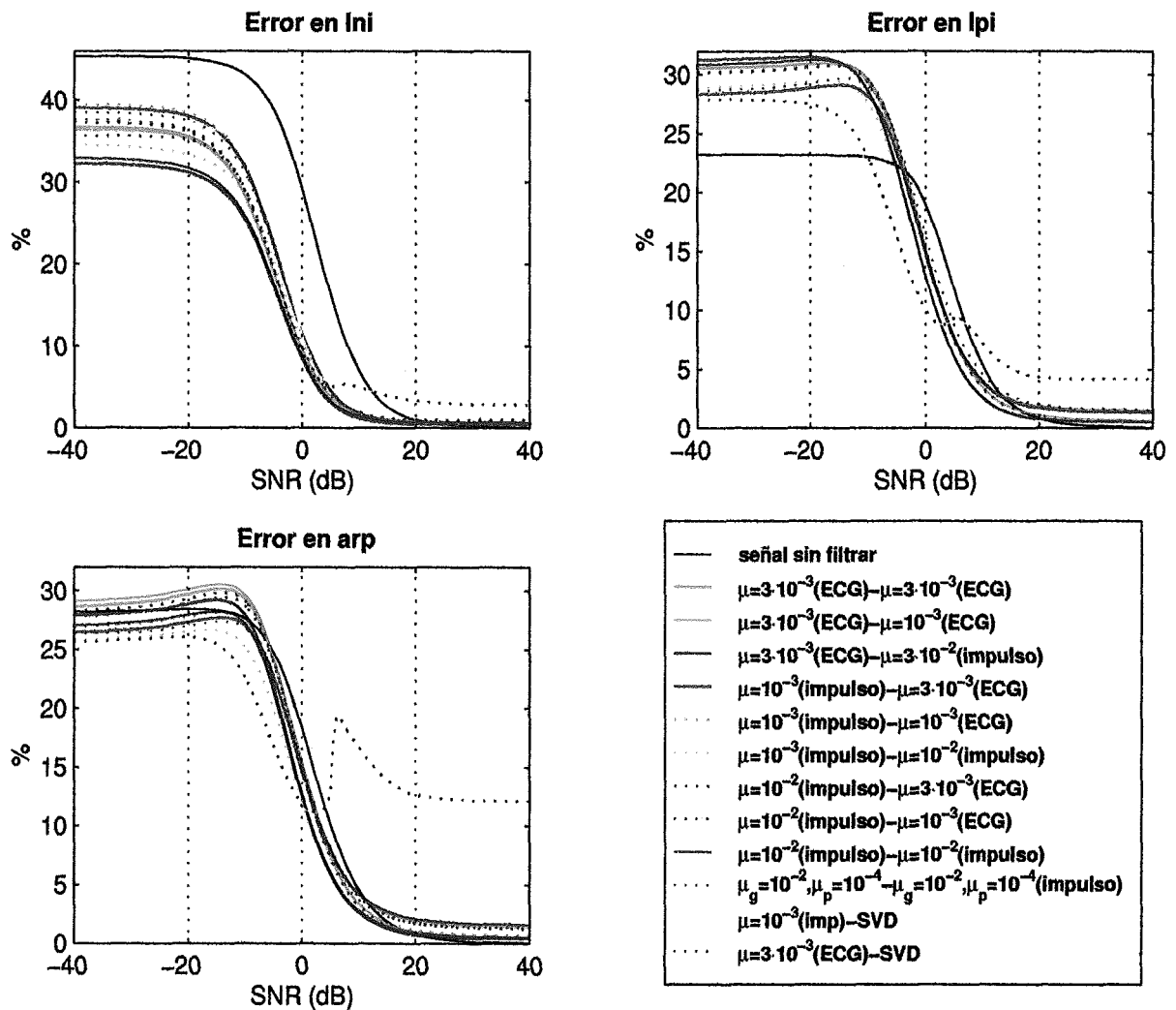


Figura 5.22: Valores promedio en doce sujetos del error en el cálculo de los parámetros de correlación: tiempos de retardo medio normalizado respecto a la duración del período de inspiración para retardos negativos, l_{ni} , y positivos, l_{pi} , así como porcentaje de área para retardos positivos a 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 μ y SVD. Se muestra la correspondencia entre valores μ 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.

se obtiene las siguientes conclusiones:

- *Determinación del parámetro μ .*

Al normalizar la señal de referencia con energía unidad, se selecciona inicialmente parámetros μ constante inferiores a $1/3$ que garantiza la convergencia del algoritmo, y variable dependiendo del instante o muestra de filtrado. En este último caso, se selecciona un valor pequeño μ_p en todo el tramo de señal exceptuando el intervalo del complejo QRS en que se cambia a una ganancia mayor, μ_g , para poder seguir las variaciones bruscas de la señal. Adicionalmente se guarda el vector de pesos anterior al cambio de la ganancia a μ_g para recuperarlo cuando vuelve al valor de μ_p .

- *Señales de referencia.*

Se genera señales de referencia sincronizadas con los latidos cardíacos a eliminar de las señales miográficas: sucesión de impulsos y de un latido promedio de la señal ECG para ambas señales procedentes del músculo ECM, y además, una sucesión de un latido de la señal PC promedio para el filtrado de la señal VMG.

- *Vector de pesos inicial.*

Para garantizar la convergencia del algoritmo en un número de iteraciones que asegure su buen funcionamiento en el tramo de señal a analizar se determina unos pesos iniciales del algoritmo. Estas condiciones iniciales se calculan mediante el método de correlación para la identificación de la respuesta impulsional del filtro adaptativo cuando se encuentra en régimen permanente. De esta forma el algoritmo empieza a funcionar en un punto cercano a la situación óptima.

- *Retardo entre la señal primaria y de referencia*

Se observa que para retardos inferiores a 100 ms el filtrado de la señal EMG no es óptimo, mientras que en la señal VMG se alcanza menor error en el filtrado considerando un retardo inferior a 375 ms. Finalmente, se selecciona un retardo de 100 ms para el filtrado en ambas señales miográficas.

Un método alternativo de reducción de la actividad cardíaca es la descomposición en valores singulares. Dicho método es especialmente idóneo en la señal VMG contaminada con PC debido al total solapamiento de las componentes frecuenciales de la señal. A partir del estudio de parámetros temporales, frecuenciales y de correlación ante diferentes situaciones de SNR se obtiene las siguientes conclusiones:

- La reducción del error cometido en los parámetros al filtrar la señal adaptativamente es mucho mayor en la señal EMG que en la señal VMG debido al total solapamiento de las DEP de las señales VMG y PC mencionado anteriormente.
- En el filtrado de la señal EMG se alcanza errores menores y suficientemente pequeños al utilizar las siguientes características del filtro:

- Entrada de referencia una sucesión de impulsos y $10^{-4} < \mu < 10^{-2}$.
- Entrada de referencia una sucesión de un latido promedio de la señal ECG y $\mu = 3 \cdot 10^{-3}$.
- En el filtrado de la señal VMG se concluye las siguientes cuestiones:
 - El error que se comete en los parámetros frecuenciales por el efecto de las interferencias cardíacas es menor que en la señal EMG, aunque en el resto de parámetros, temporal y de correlación, un error mayor obliga a una reducción de la actividad del PC.
 - Cuando la señal de referencia es una sucesión de un latido PC promedio, se obtiene un error elevado, incluso en ocasiones peor que a partir de la señal VMG sin filtrar.
 - En forma global, el filtro adaptativo que mejor reduce el ruido cardíaco utiliza una sucesión de impulsos como entrada de referencia y una ganancia $\mu = 10^{-2}$. Sin embargo, el error aún es elevado en los parámetros RMS, lpi y arp.
 - El método de descomposición en valores singulares obtiene un filtrado significativamente mejor que el adaptativo en condiciones de SNR inferior a 0 ó 5 dB. En otro caso, el método aconsejable es el adaptativo comentado anteriormente, pues se acerca más al valor real.
- La mejora en el cálculo de los parámetros al utilizar un ganancia μ variable es tan pequeña que no justifica la complicación del algoritmo de filtrado adaptativo en ninguna de las dos señales miográficas. Por consiguiente, se selecciona parámetros μ constantes.

5.4 Filtrado digital de señales reales

5.4.1 Introducción

En el Apartado 5.3 se analiza dos métodos de reducción de la actividad cardíaca en señales artificiales obtenidas a partir de la adición de la señal miográfica y la señal cardíaca con una determinada SNR. A partir de los estudios de simulación con diferentes parámetros de filtrado se escoge el método y las características del filtro adaptativo más adecuados para cada señal, dependiendo de la SNR.

En este Apartado se utiliza dichos métodos para la reducción de interferencias cardíacas en señales miográficas reales grabadas a las poblaciones en estudio correspondiente a pacientes con EPOC y sujetos sanos en las diferentes pruebas respiratorias. En el Apartado 5.4.4, se observa que la reducción de la actividad cardíaca es más necesaria en las señales registradas en el protocolo incremental, ya que a cargas bajas o medias, la actividad muscular es menor y la interferencia de las señales ECG y PC es mayor. Con cargas

elevadas, esta interferencia queda enmascarada por la actividad muscular. De esta forma, se evalúa los métodos de filtrado a diferentes niveles de esfuerzo muscular.

Previamente al filtrado de las señales miográficas reales contaminadas, se realiza la detección automática de los complejos QRS en la señal EMG. En el Apartado 5.4.2 se implementa y aplica un algoritmo para conocer los instantes de cada latido. Sólo con esta información se puede utilizar los métodos de filtrado analizados en el Apartado 5.3.

5.4.2 Algoritmo de detección automática de latidos cardíacos

Para reducir la actividad cardíaca es necesario conocer los instantes en que se presentan los latidos para poder utilizar los dos métodos de filtrado analizados en la presente tesis:

- En el filtrado adaptativo, la señal de referencia, $x(n)$, ha de estar sincronizada con los complejos QRS.
- En el método de SVD, se ha de distribuir la señal VMG en vectores fila correspondientes a dos instantes de complejos QRS sucesivos.

Es necesario diseñar un algoritmo específico ya que ante elevadas cargas, cercanas a la MCS, dichos complejos QRS están enmascarados por la actividad muscular, especialmente durante los períodos inspiratorios como se observa en la figura 5.23.

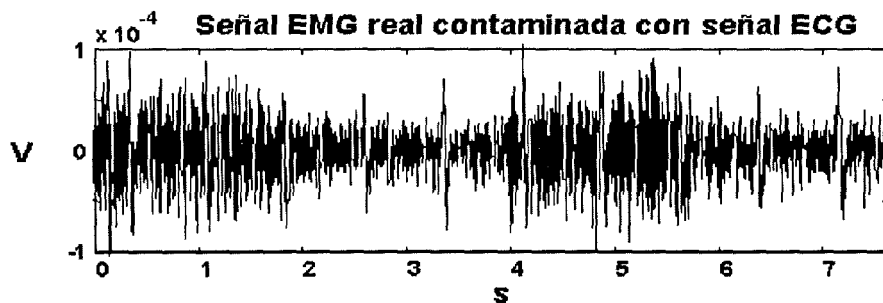


Figura 5.23: Señal EMG real correspondiente a dos ciclos respiratorios registrada a un paciente con una carga del 75% MCS.

Debido a que la señal de PC presenta mayor variación entre latidos que la señal ECG, resulta más difícil detectar el ritmo cardíaco mediante la señal VMG. Por consiguiente, los instantes de los complejos QRS se detectan en la señal EMG mediante dos condiciones.

1. Se aplica sobre la derivada de la señal EMG filtrada mediante un filtro adaptado.

Los puntos detectados se localizan por inspección desde la primera muestra hasta llegar a aquella en que la derivada de la señal resultante de filtrar la señal EMG contaminada con actividad cardíaca con un filtro adaptado es superior al 50% de su valor máximo.

2. Se aplica sobre la derivada de la señal EMG filtrada mediante un filtro con respuesta impulsional correspondiente a la convolución de dos latidos ECG promedio.

Si dicha derivada supera el 70% de su valor máximo en un intervalo de 50 ms posterior al instante previo detectado mediante la primera condición, se considera que finalmente existe un complejo QRS que interfiere a la señal EMG. Su instante exacto detectado se determina en el máximo de la señal EMG filtrada con el filtro adaptado en un período de 50 ms anterior y posterior al momento en que se cumple esta segunda condición.

Es conocido que un sistema útil para detectar una señal conocida que está inmersa en ruido es filtrar la señal contaminada con un filtro adaptado [Sharf, 1991]. El filtro adaptado que maximiza la SNR a su salida cuando la señal a detectar es conocida corresponde a un filtro cuya respuesta impulsional es la misma señal de interés girada en el tiempo. En este caso, se desea detectar los latidos cardíacos. Por tanto, se utiliza un filtro FIR con respuesta impulsional, $h(n)$, a partir de un latido patrón de la señal ECG, $e(n)$:

$$h(n) = e(L - 1 - n) \quad 0 \leq n < L - 1 \quad (5.17)$$

siendo L la longitud del latido ECG patrón.

A partir de la señal filtrada, detectando los valores máximos se puede detectar fácilmente los complejos QRS en la señal EMG para una carga nula o baja como se observa en la figura 5.24. La señal 1 corresponde a la señal EMG registrada en un paciente con EPOC con una carga del 15% MCS. La señal 2 es la salida del filtro adaptado, cuyos máximos coinciden con la localización de cada latido. La señales 3 y 5 de la misma figura corresponde a las señales sobre las que se evalúa las dos condiciones antes mencionada, respectivamente. Sus valores máximos también coinciden con los instantes de los complejos QRS.

Sin embargo, la solución del filtro adaptado es óptima cuando la señal a detectar está inmersa en ruido blanco gaussiano de media nula y éste no es el caso ya que la señal de ruido corresponde a la señal EMG. Además, los potenciales de acción de la unidad motora (MUAP) que componen la señal miográfica son ondas bifásicas con morfología similar al complejo QRS dependiendo de la velocidad de conducción en las fibras, es decir, a las componentes frecuenciales de la señal EMG que en gran parte están solapadas con las de la señal ECG (ver Apartado 1.3.2). Por esta razón, ante cargas medias y altas, la localización del valor máximo de la salida del filtro adaptado no es suficiente como puede observarse durante los períodos de inspiración en la figuras 5.27 a 5.29. En estos intervalos la actividad muscular es alta y enmascara los complejos QRS. Una posibilidad es utilizar un filtro blanqueador de la señal EMG contaminada con actividad cardíaca previa a la aplicación del filtro adaptado. Sin embargo, debido a que gran porcentaje de energía de la señal EMG se encuentra en el mismo rango de frecuencias que la señal ECG se prefiere la siguiente solución.

En primer lugar se utiliza la derivada de la señal de salida del filtro adaptado en vez de la propia salida, pues de esta manera se descarta los máximos de salida del filtro obtenidos por la convolución del complejo QRS con MUAPs con morfología similar pero con una velocidad de conducción que produce un duración diferente al intervalo del complejo QRS.

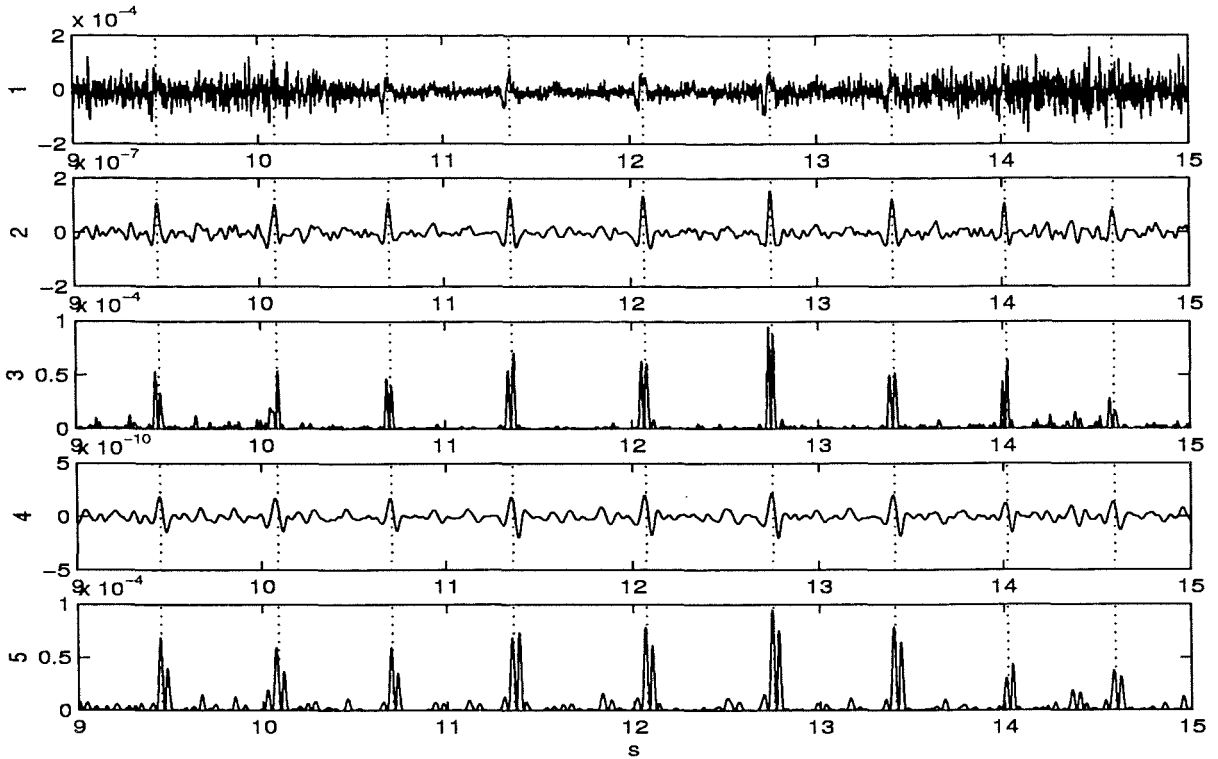


Figura 5.24: Ejemplo de detección de complejos QRS en la 1) señal EMG ante una carga del 15% MCS en un paciente con EPOC. Se presenta las siguientes señales: 2) salida del filtro adaptado $h(n)$ y 3) su derivada, 4) salida del filtro $h_2(n)$ y 5) su derivada. Los instantes detectados se muestra con líneas discontinuas verticales.

Sin embargo, esta opción no es suficiente para detectar los complejos ante situaciones de gran dificultad como se observa durante los períodos de inspiración a cargas medias y altas en las figuras 5.27 a 5.29. Para obtener una buena detección se propone la segunda condición comentada al inicio del Apartado.

La respuesta frecuencial del filtro adaptado de la ecuación 5.17 es la siguiente:

$$\begin{aligned}
 H(f) &= T \sum_{n=0}^{L-1} h(n) e^{-j2\pi f n T} = T \sum_{n=0}^{L-1} e^{(L-1-n)} e^{-j2\pi f n T} = \{m = L-1-n\} = \\
 &= T \sum_{m=0}^{L-1} e(m) e^{-j2\pi f (L-1-m) T} = \left(T \sum_{m=0}^{L-1} e(m) e^{j2\pi f m T} \right) e^{-j2\pi (L-1)} = E^*(f) e^{-j2\pi (L-1)}
 \end{aligned} \tag{5.18}$$

que corresponde al complejo conjugado de la transformada de Fourier de la señal de latido ECG patrón multiplicado por un factor de fase $\exp(-j2\pi f (L-1)T)$ correspondiente al retardo de $L-1$ muestras de la salida respecto a la entrada. En otras palabras, el módulo de la respuesta frecuencial del filtro es $|H(f)| = |E(f)|$. Por tanto, el filtro elimina todas las componentes frecuenciales fuera del rango de la señal ECG a detectar. No obstante, en ese rango de frecuencias aparece un porcentaje alto de energía de la señal EMG ante media y alta actividad muscular como se observa en los períodos de inspiración de los ejemplos.

Se propone añadir la utilización de un segundo filtro cuya respuesta impulsional es la convolución de la señal $h(n)$ consigo misma: $h_2(n) = h(n) \star h(n)$. De esta forma, se obtiene la siguiente respuesta frecuencial:

$$H_2(f) = \sum_{n=0}^{L-1} h(n) \star h(n) e^{-j2\pi f n T} = H(f) \cdot H(f) = H(f)^2 \quad (5.19)$$

El módulo de la respuesta frecuencial es $|H_2(f)| = |H(f)|^2$. A continuación se interpreta la acción de este segundo filtro. En la figura 5.25 se muestra un ejemplo de la señal ECG invertida en el tiempo que se utiliza como respuesta impulsional del filtro adaptado, $h(n)$, así como la de filtro $h_2(n)$.

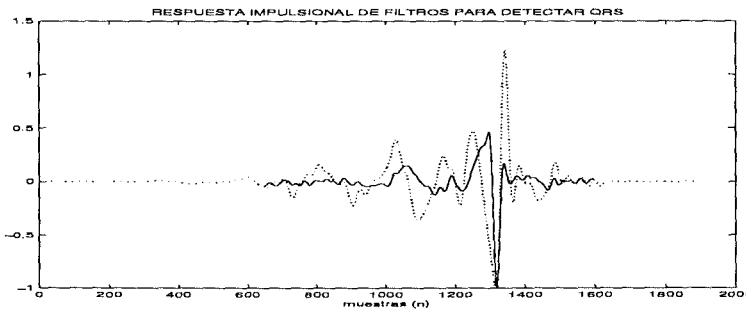


Figura 5.25: Respuestas impulsionales de los dos filtros utilizados en la detección de complejos QRS: $h(n)$ del filtro adaptado (en trazo continuo), y $h_2(n)$ correspondiente a la convolución de $h(n)$ consigo misma.

Se observa que al convolucionar una señal consigo misma, la señal resultante se expande en el dominio temporal. Ello produce una compresión en el dominio frecuencial como se deduce de la ecuación 5.19. En la figura 5.26 se presenta el módulo de la respuesta frecuencial de los filtros $H(f)$ y $H_2(f)$ correspondientes a las respuestas impulsionales mostradas en la figura 5.25. El ancho de banda del segundo filtro es menor. Por tanto, resulta más selectivo que el primero permitiendo el paso de las componentes frecuenciales con mayor energía, es decir, las del complejo QRS.

En los siguientes ejemplos de detección de complejos QRS ante cargas medias y altas se observa la necesidad de aplicar la segunda condición correspondiente al filtro $H_2(f)$ para detectarlos correctamente:

- Figura 5.27 en el instante 53.8 s. La derivada de la salida del segundo filtro diferencia muy bien el instante del complejo QRS mientras que la del primer filtro presenta máximos locales durante un período grande de tiempo. Un ritmo cardíaco prácticamente constante durante todo el segmento de señal confirma la buena detección de los complejos QRS.
- Figura 5.28 en los instantes 4.1 s y 4.7 s. No se detecta los complejos con la señal de salida del filtro adaptado ni con su derivada (primera condición) si el umbral de decisión es elevado (un valor inferior al 50% escogido haría que apareciera muchos falsos positivos). En este caso es la segunda condición la que permite seleccionar los latidos.

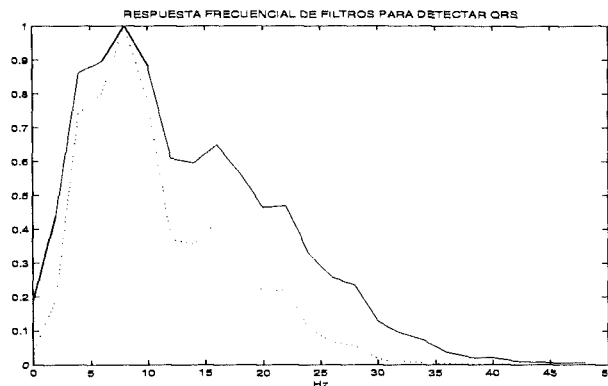


Figura 5.26: Módulo de las respuestas frecuenciales de los dos filtros utilizados en la detección de complejos QRS: $|H(f)|$ del filtro adaptado (en trazo continuo), y $|H_2(f)| = |H(f)|^2$. Se utiliza un periodograma de Welch con 400 muestras/segmento y solapamiento del 50% en la estimación, para las respuestas impulsionales de la figura 5.25

- Figura 5.29 en los instantes 31.3 s y 32.3 s. De igual forma que en los casos anteriores, la derivada de la señal de salida del segundo filtro detecta mejor la localización de los complejos QRS.

Como se comprueba en los ejemplos, en la detección de los complejos QRS se utiliza un período refractario absoluto variable con el tiempo pues depende del ritmo cardíaco del sujeto que, como se muestra en los ejemplos, no varía en gran medida debido a la ausencia de cardiopatías en los sujetos.

En la figura 5.30 se presenta el diagrama de flujo del algoritmo de detección automática de los instantes de complejos QRS. En el algoritmo se diferencia claramente dos etapas:

1. Se detecta los primeros complejos QRS localizando por inspección las muestras de la señal que cumple la primera condición. En ese momento, se evalúa por inspección la segunda condición en los 50 ms posteriores. Si se cumple, se asigna como instante detectado aquél en que la salida del filtro adaptado es máxima en un intervalo de ± 50 ms. Si no, se inicia el proceso evaluando de nuevo la primera condición. Los límites para las dos condiciones se calculan en el primer segundo de señal. Cuando una marca es detectada, se considera un tiempo refractario absoluto de 0.4 segundos, ya que se supone que no puede haber dos complejos QRS separados un intervalo inferior a este periodo de tiempo.
2. A partir de los cuatro primeros latidos se utilizan las dos condiciones donde los límites son calculados en un intervalo posterior a la marca detectada equivalente al valor mínimo entre el máximo intervalo RR de los últimos cuatro latidos y 1 segundo. El período refractario es el mínimo intervalo RR de los últimos cuatro detectados menos 0.1 segundos. De esta manera y siguiendo el proceso de la primera etapa se calcula sucesivamente el resto de instantes de complejos QRS.

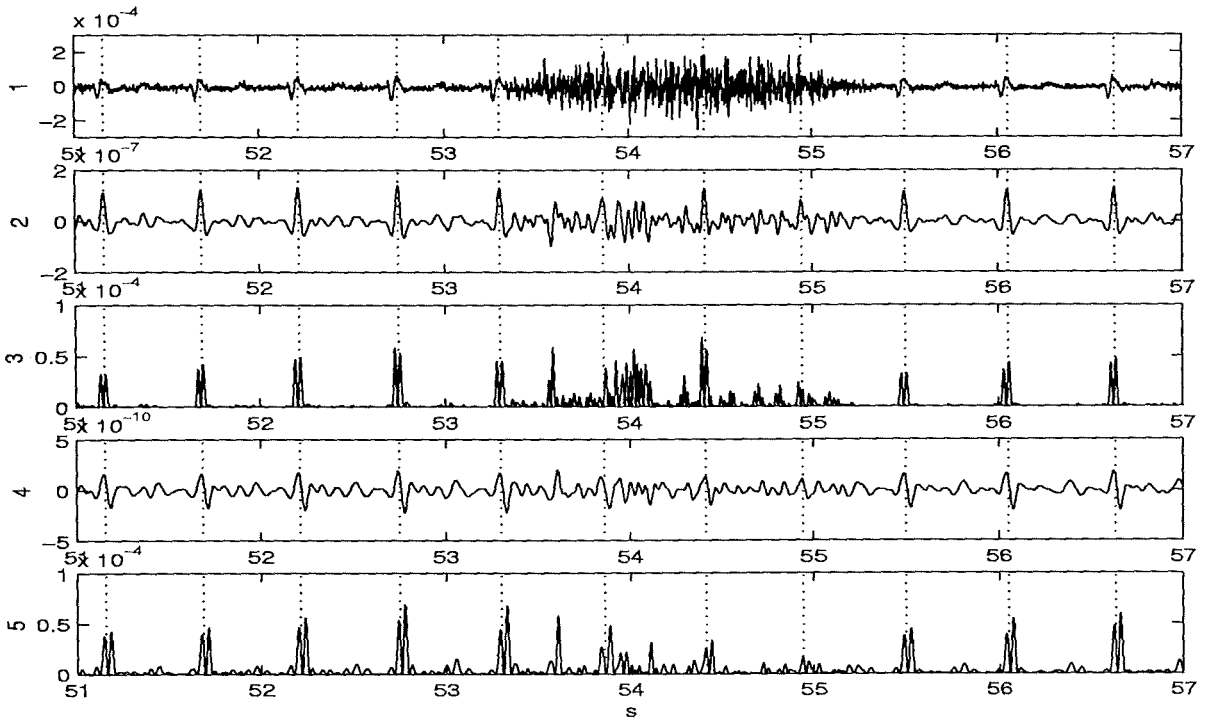


Figura 5.27: Ejemplo de detección de complejos QRS en la 1) señal EMG ante una carga del 43% MCS. Se presenta las siguientes señales: 2) salida del filtro adaptado $h(n)$ y 3) su derivada, 4) salida del filtro $h_2(n)$ y 5) su derivada. Los instantes detectados se muestra con líneas discontinuas verticales.

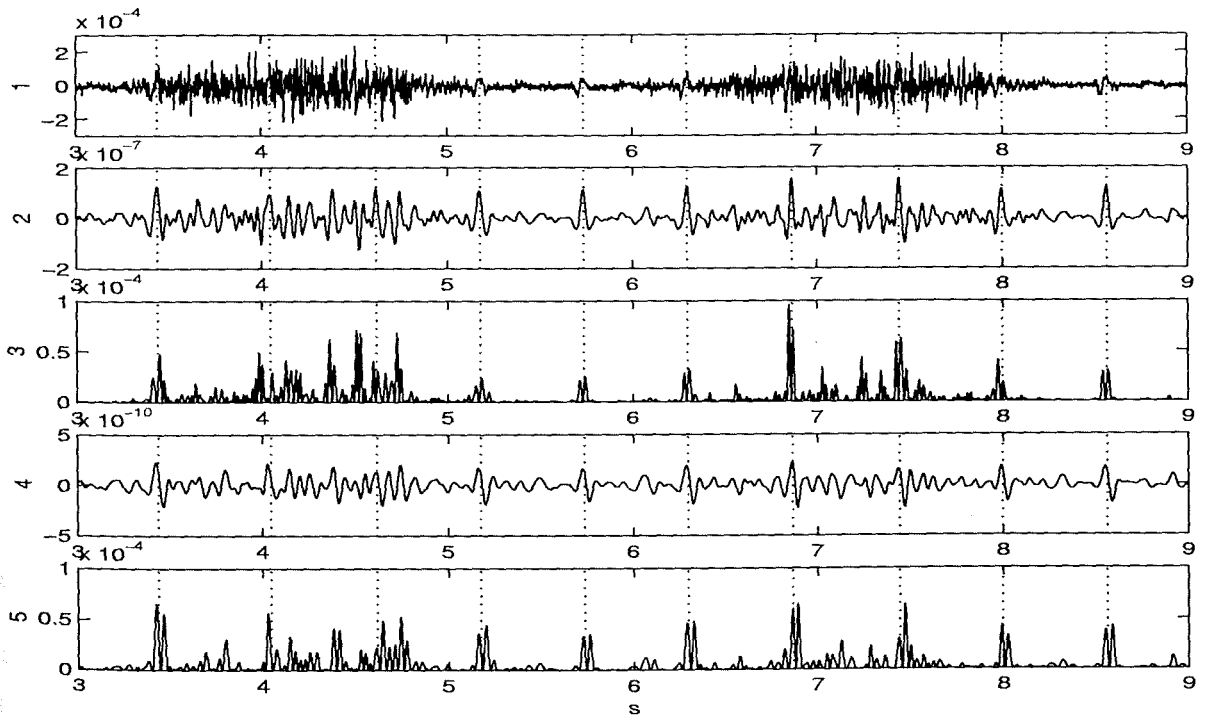


Figura 5.28: Ejemplo de detección de complejos QRS en la 1) señal EMG ante una carga del 71% MCS. Se presenta las siguientes señales: 2) salida del filtro adaptado $h(n)$ y 3) su derivada, 4) salida del filtro $h_2(n)$ y 5) su derivada. Los instantes detectados se muestra con líneas discontinuas verticales.

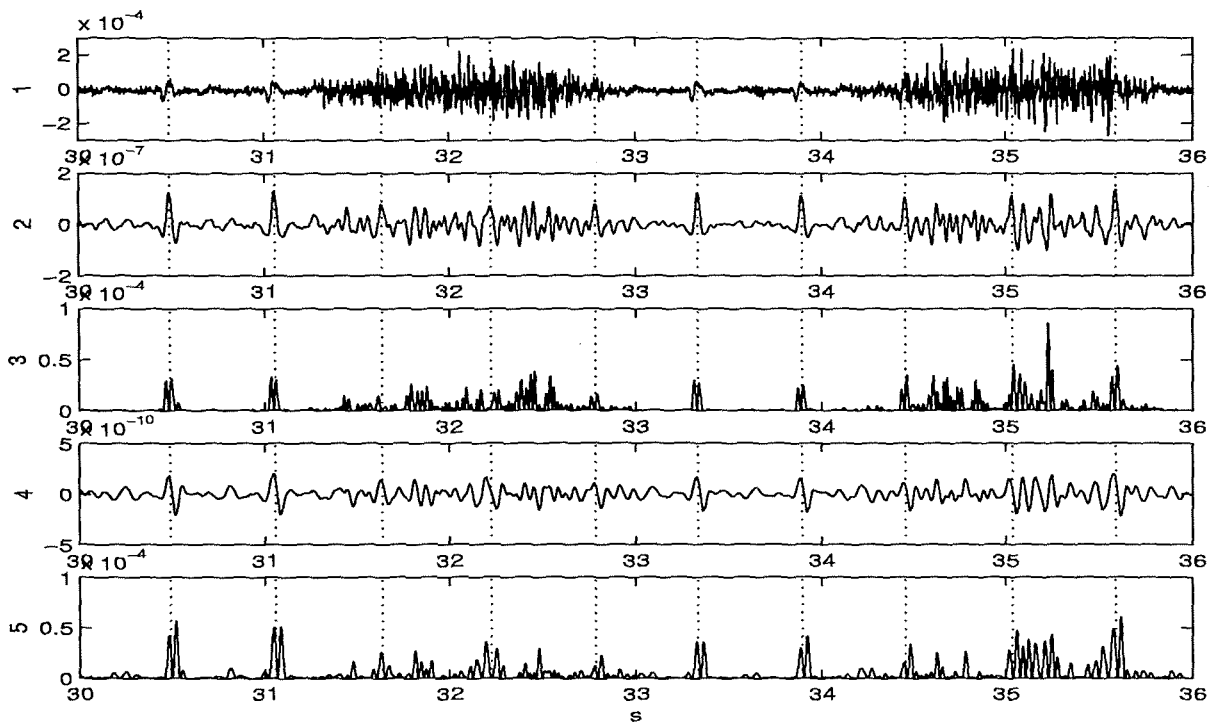


Figura 5.29: Ejemplo de detección de complejos QRS en la 1) señal EMG ante una carga del 85% MCS. Se presenta las siguientes señales: 2) salida del filtro adaptado $h(n)$ y 3) su derivada, 4) salida del filtro $h_2(n)$ y 5) su derivada. Los instantes detectados se muestra con líneas discontinuas verticales.

El filtro adaptado ante una carga nula se implementa mediante un latido ECG patrón que se muestra en la figura 5.25. Tras la detección de todas las marcas en los veinte ciclos respiratorios se calcula un latido ECG promedio que se utiliza en el diseño del filtro adaptado en la detección de complejos QRS ante cargas superiores en el resto de pruebas. De esta forma, el algoritmo detecta correctamente los complejos QRS incluso ante elevada actividad muscular como se observa en la figura 5.31 donde se muestra los instantes detectados del mismo segmento de señal de la figura 5.23

5.4.3 Aplicación en las poblaciones de estudio

Los métodos implementados y seleccionados en el Apartado 5.3, así como el algoritmo de detección automática de complejos QRS, se aplica sobre las señales miográficas registradas en la población en estudio durante las pruebas respiratorias. Para reducir la actividad cardíaca de la señal EMG se seleccionó las siguientes características del filtro adaptativo:

- Entrada de referencia formada por una sucesión de impulsos y $10^{-4} < \mu < 10^{-2}$.
- Entrada de referencia formada por una sucesión de un latido ECG promedio y $\mu = 3 \cdot 10^{-3}$.

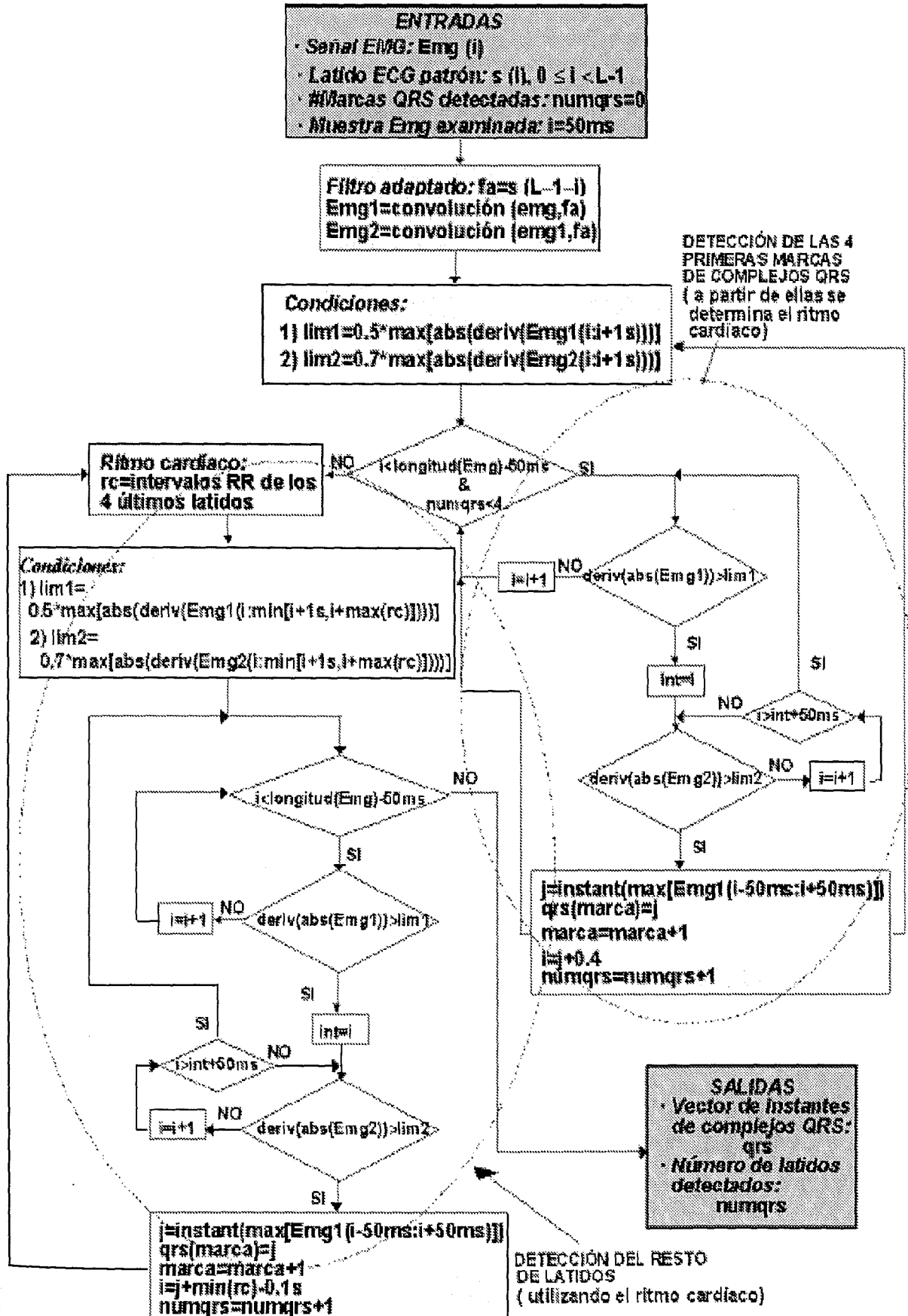


Figura 5.30: Algoritmo de detección de los complejos QRS.



Figura 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.

Se presenta en la figura 5.32 un ejemplo de filtrado de la señal EMG correspondiente a dos ciclos respiratorios cuando el sujeto respira con una carga de 50g (15% MCS). Se observa el siguiente efecto que no aparece en el estudio de simulación. En la señal registrada al sujeto se puede ver claramente, además del complejo QRS, las restantes ondas de la señal ECG durante los intervalos espiratorios. Cuando la señal es filtrada mediante una señal $x(n)$ sucesión de impulsos y $\mu = 10^{-2}$ los complejos QRS desaparecen casi completamente, pero las otras ondas con componentes a baja frecuencia permanecen. Esto sucede para otros valores de ganancia μ . Sin embargo, al utilizar como entrada de referencia una sucesión de latido ECG promedio las componentes a baja frecuencia debido a las ondas del ECG han sido reducidas considerablemente. Por tanto, las características de este último filtro son las escogidas para utilizar en el filtrado de las señales EMG en toda la población.

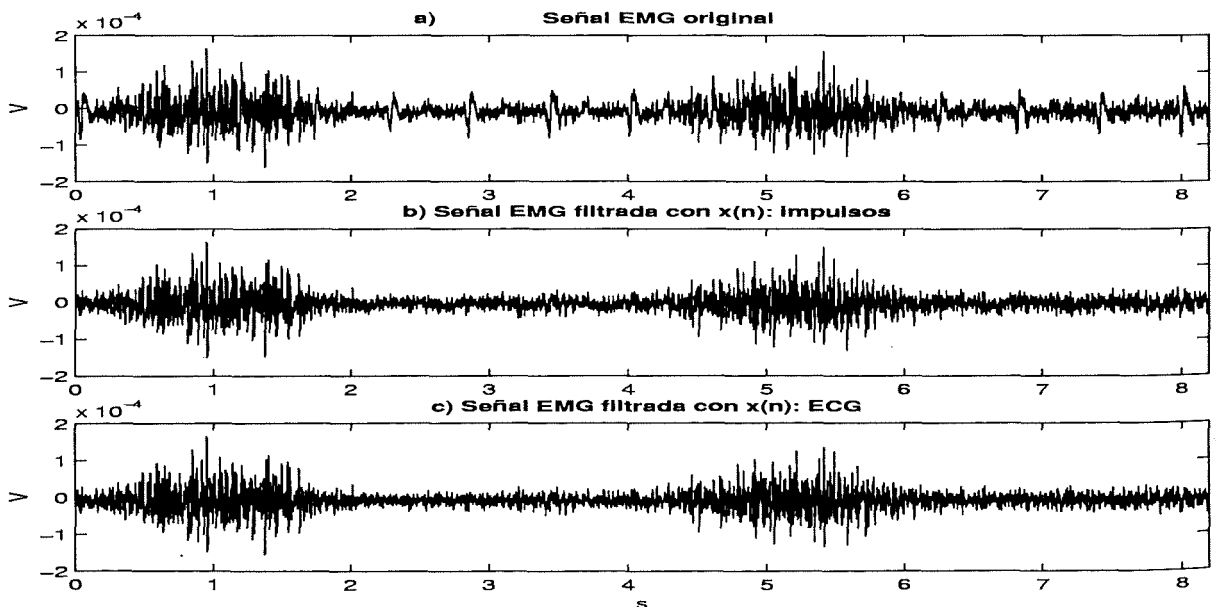


Figura 5.32: Señales a) EMG original correspondiente a una carga de 50g (15% MCS) del protocolo incremental, b) EMG filtrada con entrada de referencia sucesión de impulsos ($\mu = 10^{-2}$) y c) EMG filtrada con entrada de referencia sucesión de un latido ECG promedio ($\mu = 3 \cdot 10^{-3}$).

En la figura 5.33 se muestra en un diagrama de bloques las diferentes rutinas implementadas para realizar el proceso de reducción del ruido cardíaco en las señales miográficas de interés.

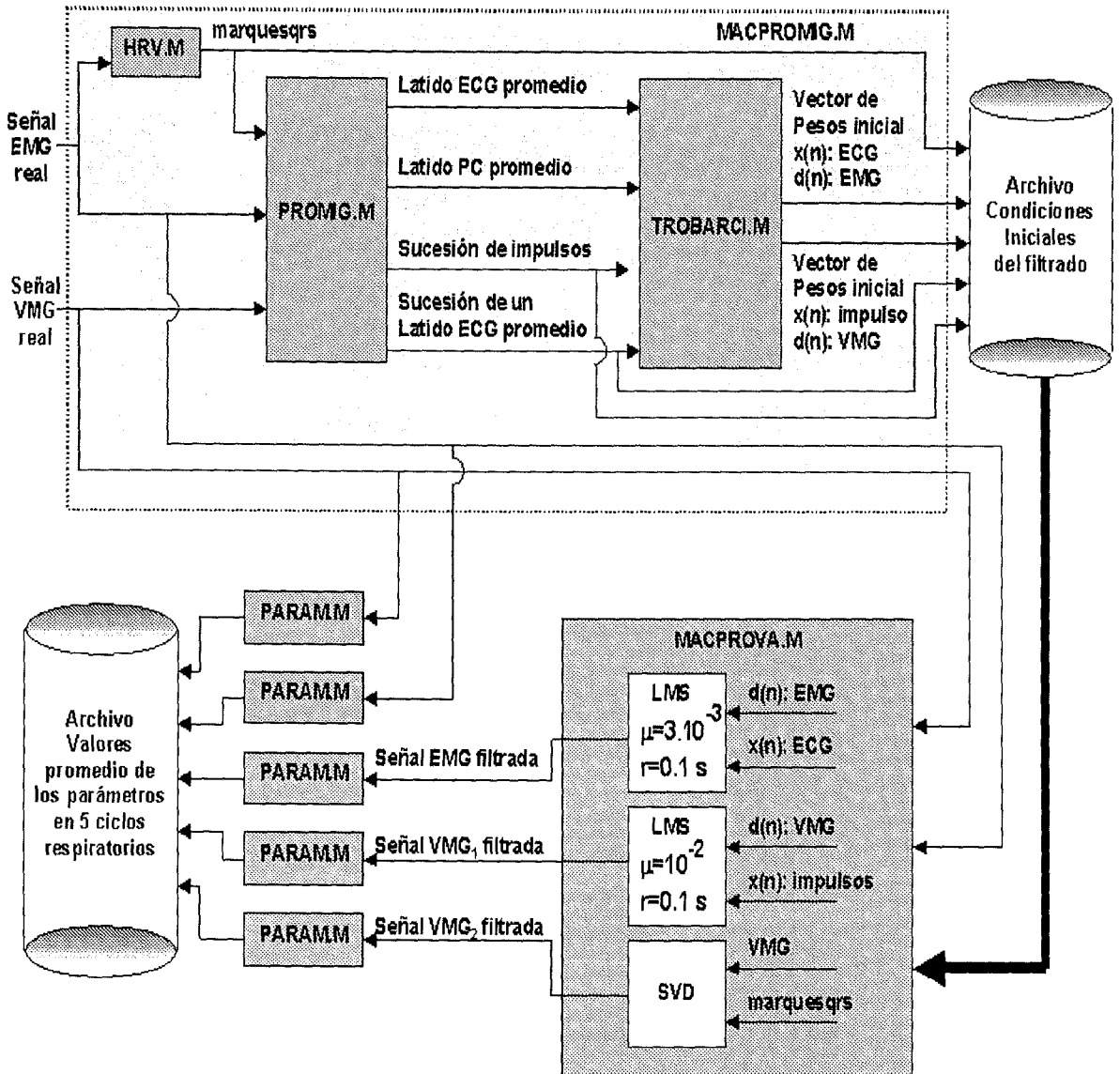


Figura 5.33: Diagrama de bloques que indica los diferentes pasos realizados en el procesamiento de señales miográficas reales en la reducción de actividad cardíaca. En cada apartado se indica el nombre de la rutina *.m que realiza el proceso.

Las rutinas implicadas en el proceso son las siguientes:

- MACPROMIG.M: Guarda en un archivo la información inicial necesaria para el filtrado de las señales miográficas. Parte de las señales EMG y VMG contaminadas con señal ECG y PC, respectivamente, y genera las siguientes variables:

1. Marcas de los instantes de detección de los complejos QRS.
2. Vector de pesos inicial para el filtrado adaptativo con algoritmo LMS de la señal EMG considerando una sucesión de un latido ECG promedio como señal de referencia.
3. Vector de pesos inicial para el filtrado adaptativo con algoritmo LMS de la señal VMG considerando una sucesión de impulsos como señal de referencia.
4. Sucesión de un latido ECG promedio sincronizado con los latidos cardíacos para utilizarse como señal de referencia en el filtrado adaptativo de la señal EMG.
5. Sucesión de impulsos sincronizados con los complejos QRS para utilizarse como señal de referencia en el filtrado adaptativo de la señal VMG.

Esta rutina comprende en su ejecución la utilización de las siguientes rutinas:

- HRV.M: Corresponde al algoritmo de detección automática de los complejos QRS explicado en el Apartado 5.4.2
 - PROMIG.M: Para cada señal miográfica obtiene un latido promedio gracias a la información de las marcas de complejos QRS. Además, crea las señales de sucesión de impulsos y de un latido ECG promedio para servir como señales de referencia en el algoritmo LMS.
 - TROBARCI.M: A partir de los latidos promedio y de las señales generadas por la rutina anterior, se calcula el vector de pesos que se introduce en el algoritmo LMS como condición inicial cercano al óptimo de convergencia mediante el método de correlación.
- MACPROVA.M: Mediante las variables generadas y guardadas por la rutina MACPROMIG.M y las señales miográficas registradas para las diferentes cargas en el protocolo incremental, y en diferentes instantes del protocolo mantenido, se filtra las señales EMG y VMG para reducir la actividad cardíaca mediante los siguientes métodos:
 1. Señal EMG: Filtrado adaptativo (LMS) considerando una ganancia $\mu = 3 \cdot 10^{-3}$, sucesión de un latido ECG promedio como señal de referencia y un retardo entre las señales primaria y de referencia de 0.1 s.
 2. Señal VMG: Se utiliza dos métodos de filtrado:
 - Filtrado adaptativo (LMS) considerando una ganancia $\mu = 10^{-2}$, sucesión de impulsos como entrada de referencia y un retardo entre señales primaria y de referencia de 0.1 s.
 - Descomposición en valores singulares y eliminación del primer modo correspondiente a la actividad cardíaca.
 - PARAM.M: Rutina que calcula de las diferentes señales miográficas los siguientes parámetros relacionados con la actividad y fatiga muscular:

- Parámetros frecuenciales: Frecuencia central, frecuencia media y ratio entre componentes a altas y bajas frecuencias.
- Parámetro temporal: valor RMS.
- Parámetros de correlación: tiempo de retardo medio para retardos positivos y negativos, así como porcentaje del área para retardos positivos de la FCC.

De esta forma se obtiene los parámetros de interés en las señales miográficas contaminadas con actividad cardíaca y en las filtradas de forma que son comparados en el Apartado 5.4.4. Además, se evalúa el efecto del filtrado, así como la influencia de la carga durante el protocolo incremental.

En la figura 5.34 se muestra el esquema de la aplicación de los diferentes métodos de filtrado sobre las señales reales miográficas y la obtención de los parámetros en cada una de ellas. Se muestra un ejemplo de señal EMG contaminada con señal ECG correspondiente a dos ciclos respiratorios, y el mismo tramo de señal tras el filtrado adaptativo en que la actividad cardíaca ha sido reducida considerablemente. También se observa la señal VMG correspondiente al mismo intervalo de tiempo donde se aprecia la interferencia del PC con cada latido y la señal filtrada a partir de los dos métodos utilizados: adaptativo con algoritmo LMS y SVD.

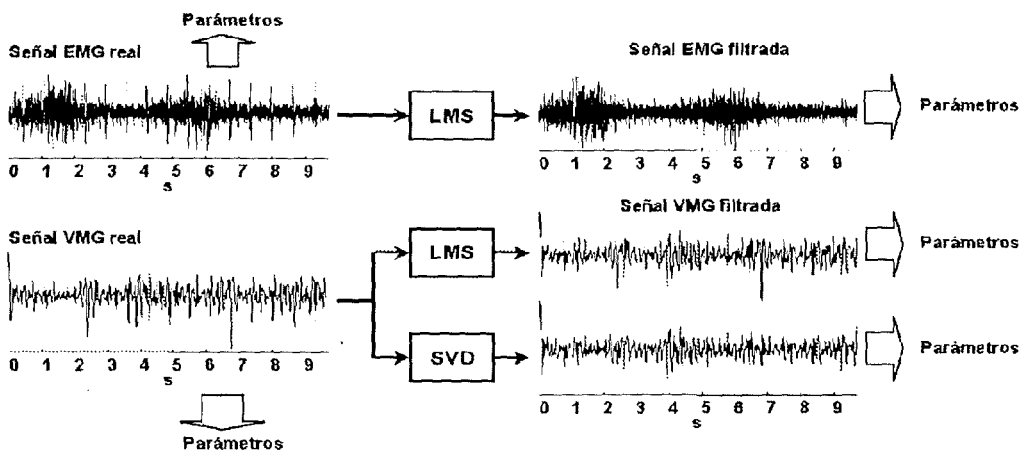


Figura 5.34: Ejemplo de señal EMG y VMG reales contaminadas con señales ECG y PC, respectivamente, y las señales filtradas mediante filtrado adaptativo con el algoritmo LMS y el método de descomposición en valores singulares.

5.4.4 Influencia de la carga en los parámetros de análisis

En este apartado se analiza la influencia que la carga inspiratoria soportada en el protocolo incremental tiene en el efecto del filtrado: con cargas más altas, mayor actividad muscular, mientras que la actividad cardíaca no varía apreciablemente en magnitud. Esta situación equivale al caso de simulación con alta SNR visto en el Apartado 5.3.4. En caso contrario,

con una carga baja o nula, la actividad cardíaca no está enmascarada con la actividad del músculo ECM, sino al contrario. En este caso, con baja SNR, se espera que la señal filtrada obtenga parámetros de interés sensiblemente diferentes a los obtenidos con la señal miográfica registrada contaminada con ruido cardíaco.

En las figuras 5.35 a 5.37 se muestra un ejemplo de señales EMG y VMG originales registradas sobre el músculo ECM y filtradas para la reducción del ruido cardíaco con cargas baja, media y alta, respectivamente, durante un protocolo incremental.

En la señal EMG se observa que la actividad muscular crece durante los períodos de inspiración a medida que aumenta la carga enmascarando gradualmente las interferencias de la señal ECG. Visualmente se aprecia que los latidos cardíacos, complejos QRS especialmente, se eliminan en su casi totalidad mediante el filtrado adaptativo con el algoritmo LMS y las especificaciones seleccionadas en apartados anteriores.

El ruido de PC no es tan repetitivo en la señal VMG como la señal ECG en el caso de la otra señal miográfica. Sin embargo, se aprecia su presencia en ciertos tramos de la señal VMG original registrada con carga baja, sobretodo, y media. Cuando el sujeto respira ante una carga elevada la señal registrada procede prácticamente de las vibraciones del músculo. La señal de PC es reducida considerablemente en la señal VMG filtrada. No obstante, aparece ciertas diferencias entre la señal filtrada mediante filtrado adaptativo y con SVD ante carga baja y alta. En el primer caso, mientras que en la señal filtrada con el algoritmo LMS mantiene en parte actividad cardíaca, ésta es menos apreciable cuando se realiza la descomposición en valores singulares. Por el contrario, con una carga alta, el primer método mantiene casi totalmente la morfología de la señal VMG, mientras que el método SVD la altera cuando las vibraciones tienen elevada amplitud.

Se obtiene los parámetros para todos los sujetos con diferentes cargas en el protocolo incremental y durante las pruebas mantenidas tal como se indica en el diagrama de bloques de la figura 5.33. Se muestra un ejemplo ilustrativo de una prueba incremental de un sujeto en la figura 5.38 para analizar la evolución de los parámetros de interés al variar la carga. Se compara estos resultados con las evoluciones de los parámetros obtenidas con simulación al variar la SNR en las figuras 5.20, 5.21 y 5.22. Aumentar la carga equivale a considerar una mayor SNR.

En la señal EMG, los parámetros frecuenciales de las señales originales poseen valores inferiores a los encontrados en la señal filtrada debido a que la señal ECG presenta energía en un rango de frecuencias pequeño y medio respecto al contenido frecuencial de la señal EMG, que al ser eliminado mediante el filtrado, hace aumentar los parámetros. El caso del RMS es contrario ya que al filtrar se elimina parte de la energía registrada correspondiente a la actividad cardíaca. El efecto del filtrado, es decir, la variación de los parámetros entre la señal real y filtrada, es mayor ante cargas pequeñas, y disminuye a medida que aumenta la carga tal como sucedía cuando incrementaba la SNR.

En la señal VMG, se observa que el valor de los parámetros frecuenciales y RMS son, en general, diferentes con cargas bajas en las señales original, filtrada con algoritmo LMS y SVD. Con cargas media-altas los parámetros en la señal original y filtrada adaptati-

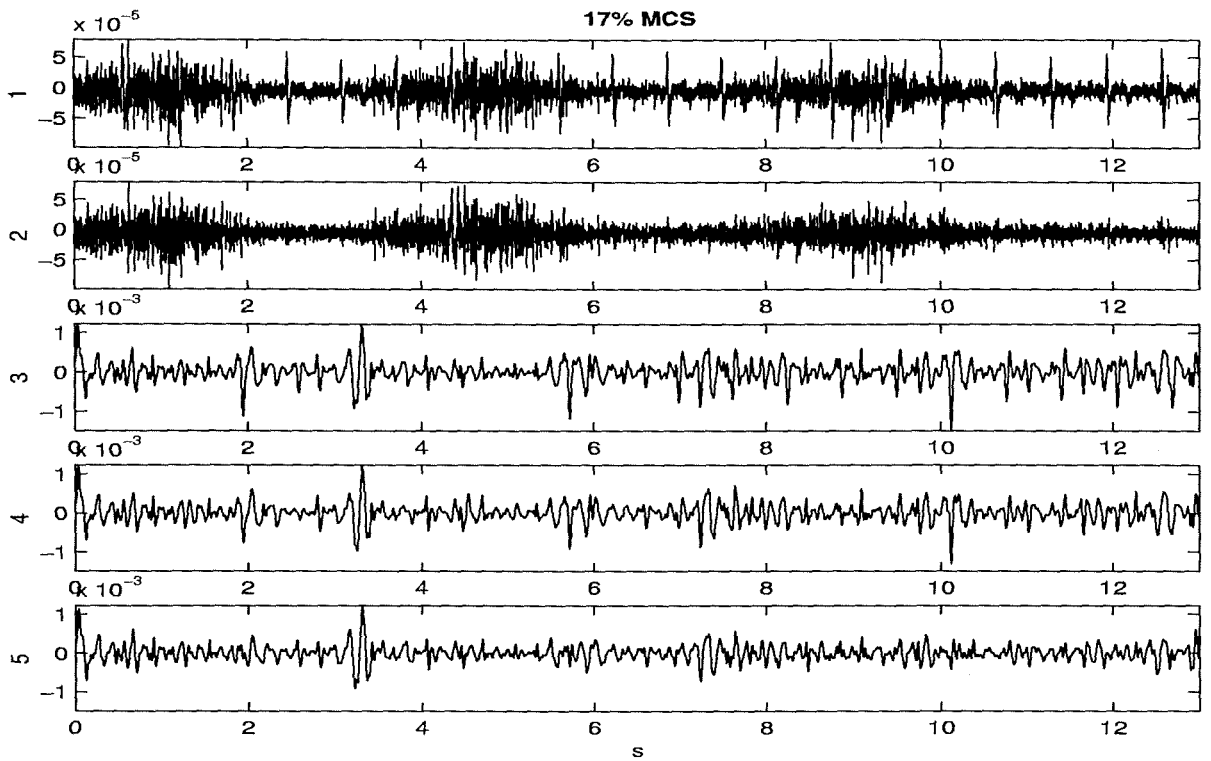


Figura 5.35: Ejemplo de señal 1) EMG y 3) VMG registradas con carga baja, 17% MCS, en el protocolo incremental. Se muestra las siguientes señales filtradas: 2) EMG mediante filtrado adaptativo y VMG mediante 4) filtrado adaptativo y 5) método SVD.

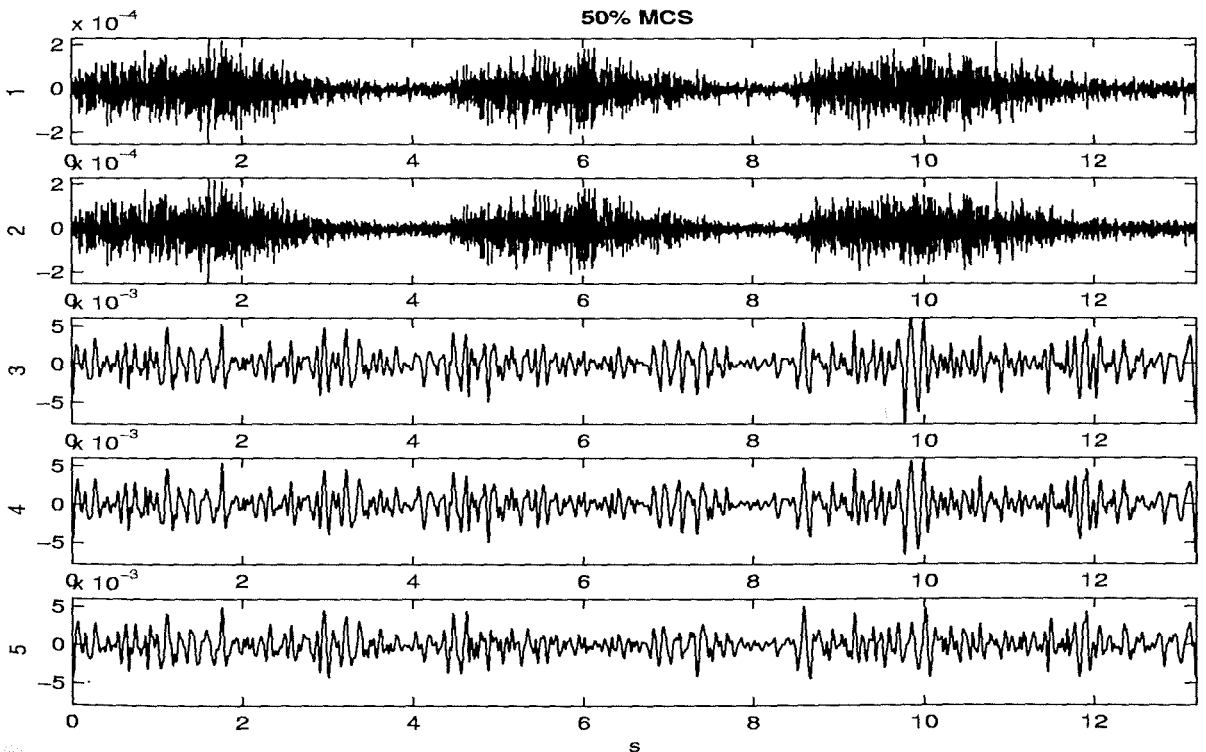


Figura 5.36: Ejemplo de señal 1) EMG y 3) VMG registradas con carga media, 50% MCS, en el protocolo incremental. Se muestra las siguientes señales filtradas: 2) EMG mediante filtrado adaptativo y VMG mediante 4) filtrado adaptativo y 5) método SVD.

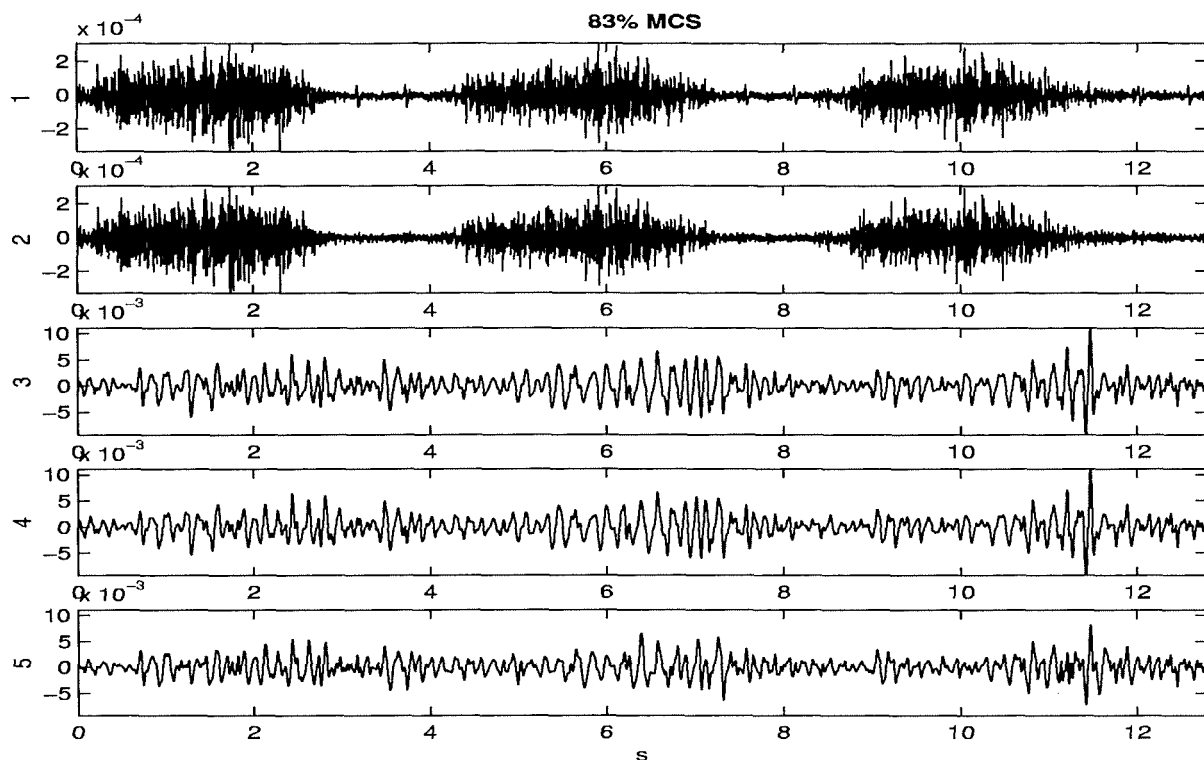


Figura 5.37: Ejemplo de señal 1) EMG y 3) VMG registradas con carga alta, 83% MCS, en el protocolo incremental. Se muestra las siguientes señales filtradas: 2) EMG mediante filtrado adaptativo y VMG mediante 4) filtrado adaptativo y 5) método SVD.

vamente son prácticamente idénticos en todos los parámetros, mientras que mediante el método SVD los índices difieren en mayor medida ante cargas cercanas a la MCS. En cargas medias, alrededor del 50% MCS, los cuatro parámetros de la señal VMG presentan valores similares en los tres casos. Este instante de la prueba es equivalente al valor de SNR de 5 dB, aproximadamente, que se obtuvo en la simulación en que las curvas de evolución de los parámetros en la señal contaminada y filtrada mediante LMS y SVD con la SNR se cruzaban. Para SNR superiores, es decir cargas por encima del 50% MCS, el método SVD distorsiona la señal VMG mientras que el filtrado adaptativo la mantiene casi inalterable a efectos de los parámetros. Esto es lógico, pues la señal PC está casi totalmente enmascarada por las vibraciones del músculo ECM. Con SNR inferior a 5 dB, equivalente a cargas por debajo del 50% MCS, el método SVD reduce mejor la interferencia cardíaca tal como se vio en el estudio de simulación.

En los parámetros de correlación, aunque no se observa una tendencia tan clara en su evolución en los tres casos analizados: señal registrada original, filtrada con algoritmo LMS y mediante SVD, se aprecia que ante cargas medias en los tres parámetros se consiguen valores similares de igual forma que con los parámetros frecuenciales y RMS.

En la figura 5.39 se presenta las DEP de las señales EMG y VMG, original y filtradas, con una carga baja, media y alta durante el protocolo incremental.

Se aprecia la eliminación de parte de energía a bajas y medias frecuencias en la señal EMG con una carga baja, mientras que esta reducción disminuye a medida que crece la

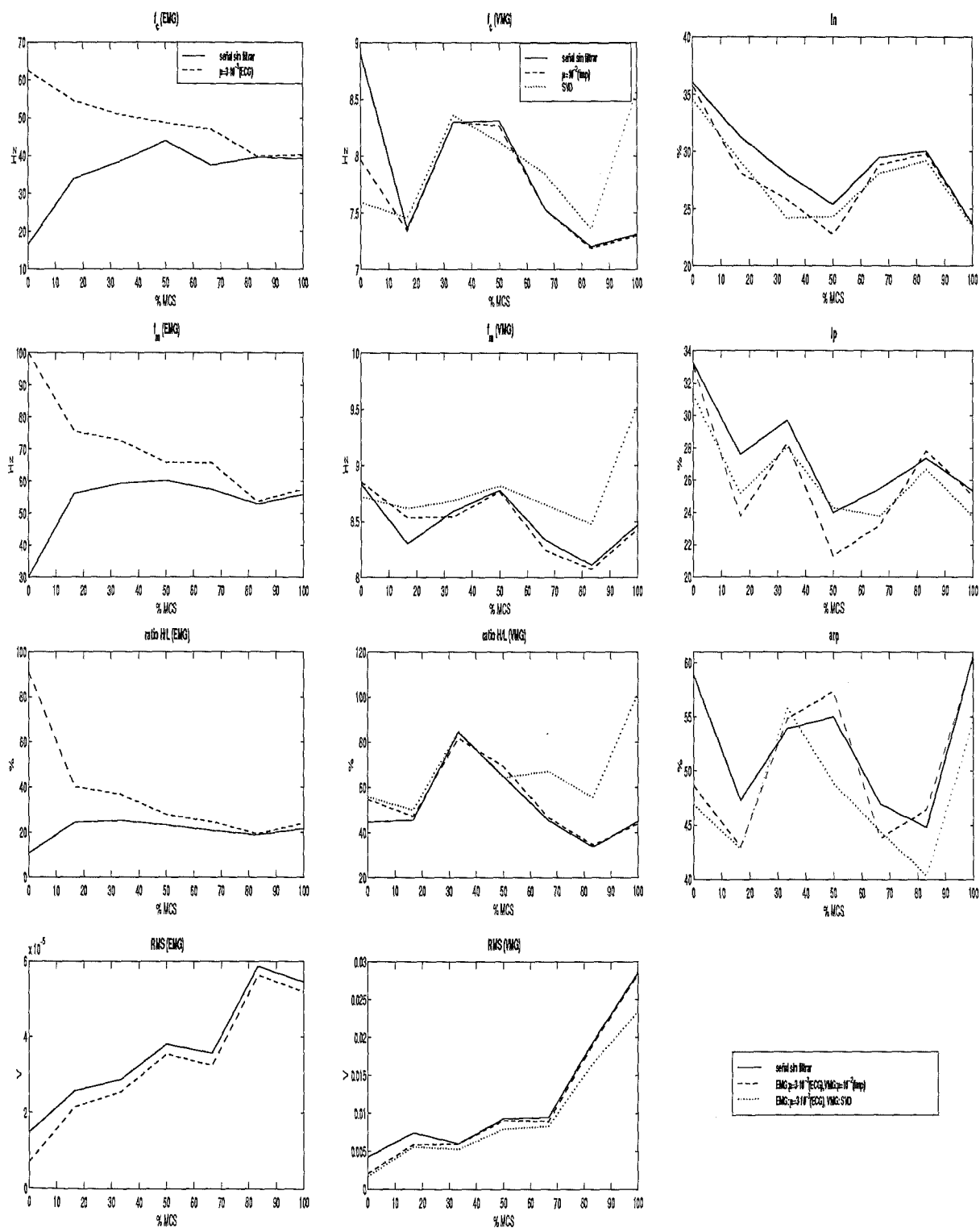


Figura 5.38: Evolución de los siguientes parámetros durante el protocolo incremental en un sujeto: frecuenciales (f_c , f_m y ratio H/L) y temporales (RMS) en señales EMG y VMG, y parámetros de correlación (tiempo de retardo medio normalizado respecto al período de inspiración para retardos negativos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

carga. El filtrado mantiene prácticamente todas las componentes frecuenciales de la señal en la carga correspondiente al 83% MCS.

Con una carga baja, la reducción de energía mediante el filtrado de la señal VMG registrada se realiza en todo el rango de frecuencias. Con una carga media las tres funciones DEP son similares, y con una carga elevada, la DEP de la señal VMG filtrada mediante SVD difiere de las obtenidas en los otros dos casos que a su vez son prácticamente idénticas. Estas gráficas son coherentes con la evolución de los parámetros frecuenciales comentada anteriormente.

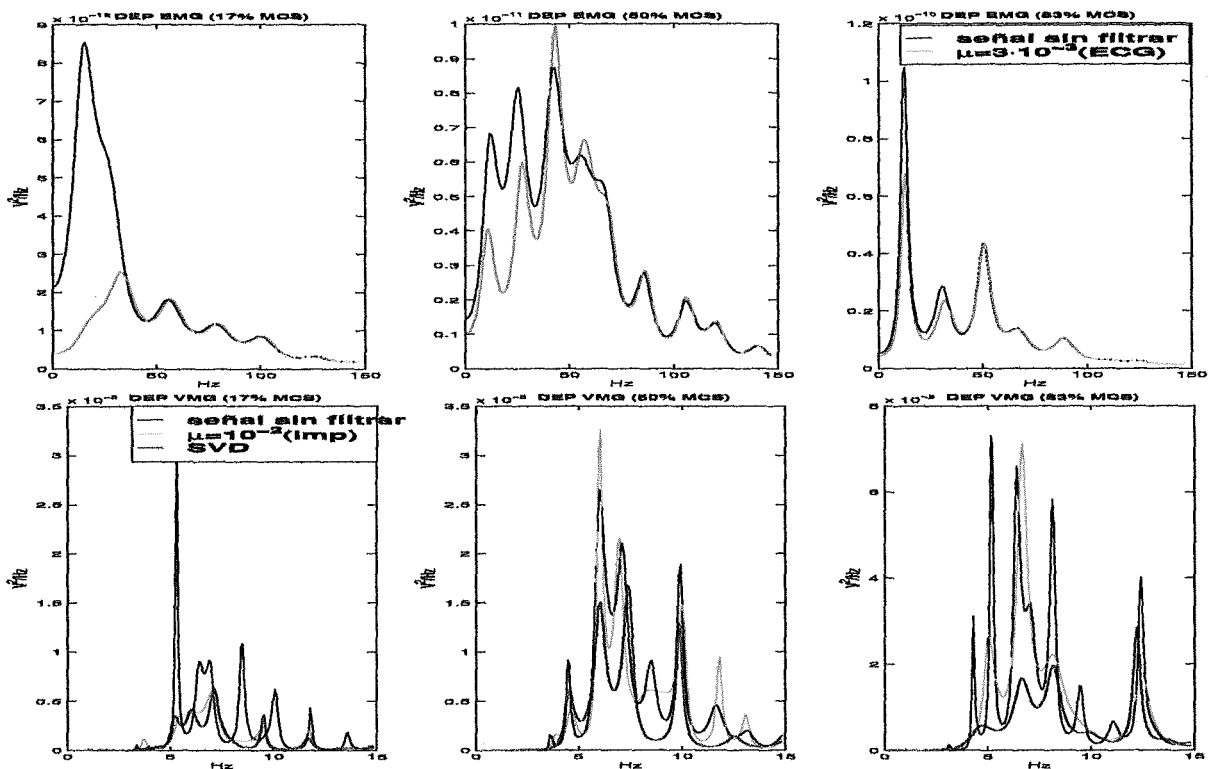


Figura 5.39: DEP de la señal EMG, en la parte superior, original y filtrada mediante el filtrado adaptativo y de la señal VMG, en la parte inferior, original y filtrada mediante el filtrado adaptativo y SVD. Se muestra el caso de un sujeto con una carga baja (17% MCS), media (50% MCS) y alta (83% MCS)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

5.4.5 Discusión y conclusiones

Para conseguir el objetivo de reducir la actividad cardíaca mediante los métodos utilizados en la presente tesis, es indispensable detectar los latidos cardíacos previamente. De este aspecto se confirma las siguientes conclusiones:

- Debido a la mayor variabilidad de la señal de PC en los latidos se escoge la detección de los complejos QRS de la señal ECG inmersa en la señal EMG.

- Ante cargas medias y altas, con un elevado esfuerzo muscular, la señal EMG puede enmascarar la señal ECG, especialmente durante los períodos inspiratorios y próximo a la MCS.
- No se consigue una buena detección con cierta actividad muscular utilizando solamente un filtro adaptado cuya respuesta impulsional coincide con un latido patrón de la señal ECG. Se define un segundo filtro cuya respuesta impulsional es la convolución de dos latidos patrón y se determina dos condiciones:
 - La derivada de la señal EMG filtrada mediante el filtro adaptado sea superior a un umbral del 50% de su valor máximo.
 - La derivada de la señal EMG filtrada mediante el segundo filtro sea superior al 70% de su valor máximo.

El instante del complejo QRS se fija con el valor máximo de la señal de salida del filtro adaptado en un intervalo próximo al instante que cumple ambas condiciones.

- El algoritmo inicia la ejecución con la situación de carga nula y mediante un latido patrón. A partir de las marcas de QRS detectadas se calcula un latido ECG promedio que se utiliza como filtro adaptado en las siguientes cargas no nulas del protocolo incremental.
- El algoritmo de detección automática de complejos QRS se utiliza en todos los sujetos y pruebas respiratorias funcionando satisfactoriamente.

Se implanta un conjunto de rutinas que permite aplicar dos métodos diferentes, algoritmo LMS adaptativo y SVD, al filtrado de señales miográficas. Dichas señales han sido registradas en todos y cada uno de los sujetos con diferentes niveles de esfuerzo muscular relacionados con las diferentes cargas soportadas en el protocolo incremental y en diferentes momentos de las pruebas mantenidas:

- *Señal EMG:*
 - Filtrado adaptativo con algoritmo LMS donde la señal de referencia es una sucesión de un latido promedio de ECG ($\mu = 3 \cdot 10^{-3}$).
 - Se comprueba que utilizando como señal de referencia una sucesión de impulsos, no se reduce considerablemente las ondas diferentes al complejo QRS en el latido de la señal ECG en señales reales.
- *Señal VMG:*
 - Filtrado adaptativo con algoritmo LMS donde la señal de referencia es una sucesión de impulsos ($\mu = 10^{-2}$).
 - Descomposición en valores singulares de la matriz correspondiente a la señal biomédica y cuyo modo principal correspondiente a la actividad cardíaca es estimado y eliminado.

Mediante el análisis de la influencia de la carga en los parámetros de interés: frecuenciales (f_c , f_m y ratio H/L), temporal (RMS) y de correlación (tiempos de retardo medio normalizados respecto a la duración del período de inspiración y porcentaje del área de la FCC para retardos positivos y negativos), se obtiene las siguientes conclusiones:

- *Señal EMG:*

Ante cargas bajas y medias, inferiores al 50% MCS, el efecto del filtrado es importante especialmente en los parámetros frecuenciales ya que al reducir la actividad de la señal ECG se elimina ciertas componentes de la señal registrada a frecuencias pequeñas respecto el rango de frecuencias de la señal EMG.

Se observa que el filtro adaptativo seleccionado reduce muy satisfactoriamente la interferencia cardíaca correspondiente principalmente al complejo QRS incluso durante alta actividad muscular en los períodos de inspiración.

- *Señal VMG:*

El filtrado resulta más difícil, sobre todo ante pequeños y moderados esfuerzos musculares, inferiores al 50%MCS, debido a que se elimina componentes frecuenciales en todo el rango de frecuencias de la señal VMG. En este caso se comprueba que el mejor método es la descomposición en valores singulares.

Con actividad muscular alta, superior al 50% MCS, el método SVD distorsiona la señal miográfica modificando sensiblemente el valor de los parámetros respecto al original. Este último es el verdadero valor ya que la actividad cardíaca es despreciable en esta situación. En ese caso el filtrado adaptativo es el más adecuado porque mantiene la morfología de la señal registrada.

5.5 Discusión y conclusiones

La actividad cardíaca está presente en las señales miográficas, especialmente, ante esfuerzos musculares pequeños o moderados. La señal ECG posee componentes frecuenciales en un cierto rango de frecuencias solapado al de la señal EMG. Mientras que en la señal de PC y VMG el solapamiento es total. En consecuencia, no se puede eliminar dicha actividad mediante un filtro lineal e invariante en el tiempo.

En base a los resultados obtenidos en el presente Capítulo se analiza dos diferentes estrategias de filtrado de las señales miográficas para la reducción de señales interferentes procedentes de la actividad cardíaca:

1. *Filtrado analógico no lineal.*

Se analiza en detalle los siguientes aspectos para el diseño del filtro:

- El comportamiento lineal y no lineal del circuito que corresponde a un filtro por '*slew rate*'.

- Los valores de los componentes adecuados para garantizar la estabilidad y el buen funcionamiento del circuito: limitación por '*slew rate*' y garantizar el efecto integrador de la etapa correspondiente al segundo amplificador operacional.

Se utiliza en el caso de las señales miográficas y se concluye los siguientes aspectos:

- Reduce considerablemente la magnitud del complejo QRS eliminando componentes importantes de la señal interferente.
- No consigue eliminar ni reducir las restantes ondas propias de cada latido de la señal ECG.
- No es apropiado para reducir la señal de PC inmersa en la señal VMG a excepción de artefactos debido a movimiento.

Por consiguiente, este filtro es utilizable en tiempo real para la reducción de complejos QRS, aunque no elimina toda la actividad cardíaca en la señal EMG y no es aplicable en la señal VMG.

2. Filtrado digital.

El filtrado diferido, aunque no se puede aplicar en tiempo real, es más flexible y potente, siendo más adecuado en el problema que aborda la tesis. Se evalúa dos métodos de filtrado digital:

(a) Filtrado adaptativo mediante algoritmo LMS.

Se determina las mejores características para el filtrado de las señales miográficas referente a los siguientes aspectos:

- Condiciones iniciales del vector de pesos: se obtiene los pesos iniciales del algoritmo mediante el método de correlación que permite a dicho algoritmo comenzar el funcionamiento en una situación próxima a la óptima o de convergencia, garantizando que el filtro trabaja en régimen permanente en los ciclos respiratorios de interés.
- Parámetro o ganancia μ : Se utiliza valores de paso constante durante todas las iteraciones, inferiores al valor límite que requiere la convergencia, y ganancia variable permitiendo una ganancia mayor durante el intervalo del complejo QRS. Para el funcionamiento correcto del algoritmo se salva el vector de pesos en un registro de donde se recupera al regresar el algoritmo a la ganancia pequeña. Sin embargo, la reducción del error en algunos parámetros debido a la señal interferente es muy pequeña y no justifica la complicación del algoritmo. Por tanto se selecciona valores de parámetro μ constante.
- Retardo entre la señal primaria y de referencia: En el filtrado de la señal EMG debe ser superior a 0.1 s y en la señal VMG inferior a 375 ms para alcanzar valores casi mínimos del error en el filtro. Se opta por un retardo de 0.1 s igual en ambas señales miográficas.

- Señal de referencia: Se genera señales sincronizadas con los instantes de los complejos QRS para que el filtro elimine el ruido correlado con ella: la actividad cardíaca. Se analiza una sucesión de impulsos y de un latido ECG promedio de la señal ECG en ambas señales miográficas. Además, en la señal VMG se evalúa una tercera señal de referencia correspondiente a una sucesión de un latido promedio de la señal PC.

(b) Descomposición en valores singulares.

- Es una técnica recomendable en la separación de señales cuyas DEP se encuentran muy solapadas como es el caso de la señal VMG y PC.
- Se basa en la cuasi-periodicidad del latido y distribuir la señal a filtrar en una matriz con vectores fila determinados por la longitud de cada latido.
- Se estima el modo principal correspondiente a la actividad cardíaca y se elimina de la señal VMG original registrada.

Para seleccionar el método más idóneo en cada señal y situación se realiza un estudio de simulación mediante señales artificiales con diferente SNR y aplicándolos en señales reales. Se evalúa la incidencia en los parámetros de interés que al final serán los indicadores de actividad y fatiga muscular. De estos análisis se obtiene las siguientes conclusiones:

- Existe una equivalencia en la evolución de los parámetros entre el estudio de simulación con mayor o menor SNR y la aplicación en señales reales con alto o bajo esfuerzo del músculo dependiendo de la carga soportada en la prueba incremental.
- Los errores que se cometen al calcular los parámetros a partir de las señales contaminadas, respecto a los verdaderos valores representativos de la actividad muscular son tan elevados con cargas pequeñas o medias que confirman la necesidad de realizar un filtrado para reducir la actividad cardíaca. Solamente el error es pequeño en los parámetros frecuenciales de la señal VMG debido al alto solapamiento con las componentes frecuenciales de la señal VMG.
- Las estrategias de filtrado más adecuadas son las siguientes:
 - Señal EMG:
Filtrado adaptativo con $\mu = 3 \cdot 10^{-3}$ y $x(k)$ sucesión de un latido ECG promedio es adecuado para reducir la señal ECG ante diferentes niveles de actividad muscular.
 - Señal VMG:
Es necesario decidir la carga equivalente a una SNR de 5 dB, aproximadamente, mediante la aproximación de los valores de los parámetros en las tres señales analizadas: original registrada y filtradas mediante un algoritmo LMS con sucesión de impulsos ($\mu = 10^{-2}$) y SVD. Para cargas inferiores se sugiere utilizar el segundo método y, para cargas superiores, el filtrado adaptativo.

Para el adecuado funcionamiento del filtrado se requiere del conocimiento de la posición de cada latido. Se implementa y utiliza un algoritmo automático de detección de complejos QRS en la señal EMG:

- Se basa en dos condiciones sobre las derivadas de dos filtros cuyas respuestas impulsionales son las siguientes:
 1. Señal de un latido ECG patrón o promedio girada en el tiempo (filtro adaptado).
 2. Convolución de dos latidos ECG patrón o promedio.
- Para una carga nula se utiliza un latido ECG patrón y a partir de las marcas calculadas se obtiene un latido ECG promedio. Dicha señal se utiliza para el diseño de los filtros para cargas superiores en el mismo sujeto.
- Considera un período refractario variable dependiendo del ritmo cardíaco.

La detección de los complejos QRS se realiza correctamente, incluso ante cargas elevadas donde la señal EMG enmascara la actividad cardíaca. El posterior filtrado se realiza mediante un conjunto de rutinas en todos y cada uno los sujetos con la pruebas incrementales. El protocolo mantenido corresponde a una prueba con carga elevada. Por tanto se escoge el filtrado adaptativo como método de reducción en ambas señales miográficas.

De esta forma se consigue reducir satisfactoriamente la actividad interferente cardíaca de las señales miográficas para su posterior análisis mediante los parámetros de interés con la garantía que dichos índices reflejan la actividad y fatiga del músculo ECM.