

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 4

Preprocesado de las señales biomédicas

4.1 Introducción

En el presente capítulo se explica las diferentes etapas de preprocesado de las señales biomédicas: EMG, VMG y presión inspiratoria. En el diagrama de bloques (figura 4.1) se observa el proceso seguido en el tratamiento de las señales.

Inicialmente se realiza un diezmado y filtrado de las señales que permite reducir el espacio de almacenamiento y acondiciona las señales para su posterior tratamiento temporal y espectral.

Previamente al análisis temporal y espectral se realiza una detección automática de los ciclos respiratorios hallando los inicios de inspiración y espiración necesarios para el cálculo de los parámetros en estudio. Finalmente, dichos parámetros serán objeto de un exhaustivo análisis estadístico multivariante.

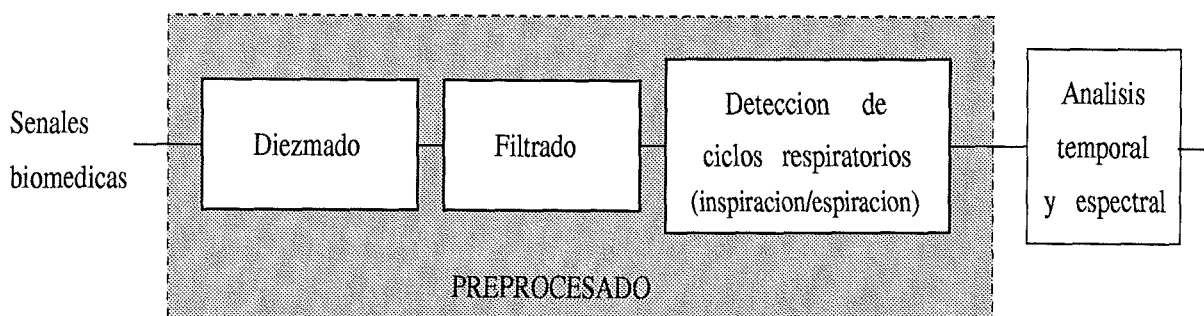


Figura 4.1: Diagrama de bloques del procesamiento de señales biomédicas .

4.2 Diezmado

Como se explica en el capítulo anterior, la tarjeta de adquisición sólo permite escoger la misma frecuencia de muestreo, 4000 Hz, para los tres canales registrados. Esta frecuencia es innecesariamente elevada para señales cuyo contenido espectral se sitúa en un rango de frecuencias mucho menor: VMG y, sobre todo, presión inspiratoria.

Para evitar ocupar un espacio en memoria excesivo, tras la adquisición se realiza un diezmado de las tres señales. Por otra parte, en el análisis espectral, especialmente en los métodos paramétricos, se trabaja con cálculos de alta complejidad computacional. Por esta razón es especialmente recomendable hacer un diezmado de la señales miográficas que ajuste, de manera razonable, la frecuencia de muestreo utilizada al doble del rango de la máxima frecuencia de las componentes de la señal. De esta manera se reduce la dimensión de la matriz de covarianza y, por tanto, la complejidad computacional que es proporcional al cuadrado del número de muestras del segmento de señal.

En la señal EMG se utiliza un diezmado de relación 1:4, en la señal VMG la relación de diezmado utilizada es de 1:50 y en la presión inspiratoria de 1:100. De esta manera, las señales son almacenadas con las siguientes frecuencias de muestreo: 1000 Hz, 80 Hz y 40 Hz, respectivamente

Como ejemplo de la reducción de espacio de memoria necesario para el almacenamiento de las señales, se observa que una señal biomédica original proveniente de un test incremental de 14 minutos de duración, 840 segundos, supone $840 \times 4000 = 3.360.000$ muestras, ocupando 2 bytes/muestra. Es decir, almacenar las tres señales biomédicas requiere 19.2 Mbytes. Con el diezmado, se reduce en cuatro veces para la señal EMG, cincuenta para la VMG y cien para la presión pasando a ser el espacio de memoria necesario 1.8 Mbytes.

Previamente al diezmado se realiza un filtrado paso bajo de la señal para evitar *aliasing*, utilizando un filtro tipo I de Chebyshev [Krauss y otros, 1994], con 0.05 dB de rizado y una frecuencia de corte situada al 80% de la nueva frecuencia de Nyquist (la mitad de la frecuencia de muestreo). Tal como se explica en el siguiente Apartado, se filtra en ambas direcciones para eliminar la distorsión de fase. Este filtrado se realiza tras hacer un estudio general y comprobar que en las nuevas frecuencias de corte, la potencia se encuentra a más de 60 dB por debajo de la potencia máxima, por lo que el diezmado no altera la DEP de la señal original [Mañanas y Jané, 1993].

4.3 Filtrado de la señal vibromiográfica

La señal VMG se registra mediante un módulo de amplificación en modo AC. La frecuencia de corte del filtro paso alto de dicho módulo, 0.3 Hz, es mucho menor a la deseada. Por tanto, se requiere un filtrado digital posterior.

La señal VMG es registrada mediante un micrófono de contacto colocado sobre el lado derecho del cuello a la altura del músculo ECM. Dicho sensor de contacto es muy sensible

a movimientos y desplazamientos durante la prueba. Por ello, es sujetado fuertemente con una cinta de goma para evitar que se desplace o mueva durante el ejercicio. Sin embargo, es imposible eliminar totalmente el movimiento o balanceo del cuerpo con las inspiraciones y espiraciones (ver figura 4.2). Estos artefactos de movimiento tienen componentes de baja frecuencia de igual manera que el temblor muscular. En el Apartado 1.3.3.1 se comenta según la bibliografía diferentes frecuencias de corte y se decide aplicar un filtrado paso alto de 5 Hz. A partir de esta frecuencia se considera que la señal VMG corresponde a las vibraciones propias de las fibras musculares.

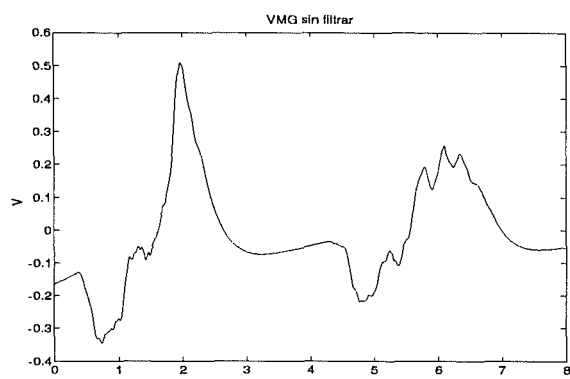


Figura 4.2: Señal VMG en la adquisición a la salida del amplificador.

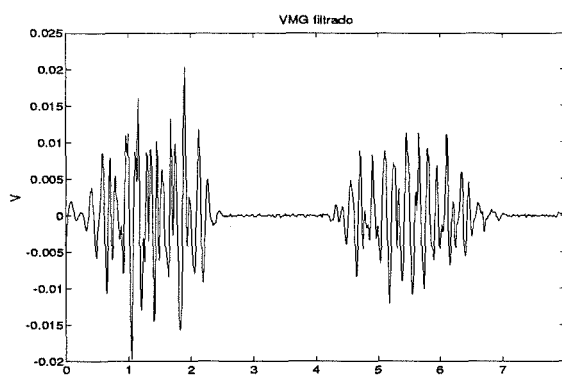


Figura 4.3: Señal VMG tras filtrar a 5 Hz con un filtro paso alto de fase lineal.

Se ha seleccionado un filtro Butterworth (IIR) paso alto de cuarto orden cuya función de transferencia es la siguiente:

$$H(z) = \frac{0.59 - 2.38z^{-1} + 3.57z^{-2} - 2.38z^{-3} + 0.59z^{-4}}{1 - 2.97z^{-1} + 3.42z^{-2} - 1.78z^{-3} + 0.35z^{-4}} \quad (4.1)$$

Sin embargo, los filtros IIR aunque son muy selectivos no son de fase lineal y las señales biomédicas son sensibles a los cambios de fase. Por consiguiente, un filtrado de este tipo altera considerablemente la señal. Para que un filtro sea de fase lineal sus polos deben estar acompañados de sus inversos respecto al círculo de radio unidad en el plano Z , pero esto no es factible puesto que el sistema deja de ser estable: los polos inversos quedan fuera de dicho círculo. Con un filtro FIR de fase lineal, para conseguir una pendiente elevada y selectiva y que el filtrado sea efectivo se necesita un número demasiado elevado de coeficientes.

Se opta como solución filtrar dos veces la señal: la segunda después de un giro temporal de la señal, *time reversal*, de forma que las fases no lineales introducidas en el último filtrado anulan las del primero (ver figura 4.4):

La función de transferencia total equivalente, $H_T(z)$, del filtro puede calcularse considerando las siguientes expresiones:

$$X_o(z^{-1}) = H(z)X_i(z^{-1}) \quad \text{y} \quad X_i(z) = H(z)X(z)$$

Entonces,

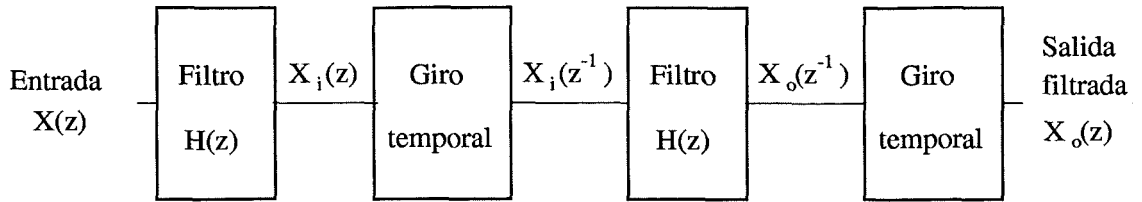


Figura 4.4: Diagrama de bloques del filtrado de la señal VMG.

$$X_o(z^{-1}) = H(z)H(z^{-1})X(z^{-1})$$

y, por tanto,

$$X_o(z) = H(z^{-1})H(z)X(z) = H_T(z)X(z)$$

$$\frac{H_T(z)}{H_T(z^{-1})} \Big|_{z=e^{j\omega}} = \frac{|H_T(e^{j\omega})|e^{j\varphi(\omega)}}{|H_T(e^{j\omega})|e^{-j\varphi(\omega)}} = e^{2j\varphi(\omega)}$$

Por consiguiente, la fase total introducida es:

$$\varphi(\omega) \Big|_{z=e^{j\omega}} = \frac{1}{2j} \ln \left(\frac{H_T(z)}{H_T(z^{-1})} \right) = \frac{1}{2j} \ln \left(\frac{H(z)H(z^{-1})}{H(z^{-1})H(z)} \right) = \frac{1}{2j} \ln 1 = 0$$

Se obtiene, por tanto, un filtro Butterworth resultante de orden ocho y fase nula.

En la figura 4.3 se muestra el mismo tramo de señal que en la figura 4.2 tras filtrar mediante la técnica de giro temporal con el filtro de la ecuación 4.1.

4.4 Algoritmo de detección automática de períodos inspiratorios y espiratorios

4.4.1 Introducción

Las señales biomédicas en estudio tienen una ciclicidad debida al ritmo respiratorio. Para el análisis temporal y frecuencial se trabaja con segmentos de señal que corresponden a un solo ciclo respiratorio compuesto de un período inspiratorio y otro espiratorio. La duración de estos registros de señal oscila entre 2 y 3 s dependiendo del ritmo respiratorio con que el sujeto realiza la prueba ventilatoria. Estos segmentos se consideran suficientemente cortos para suponer a priori las señales localmente estacionarias. Además, diversos parámetros en estudio están normalizados respecto a la duración del período de inspiración. Por tanto, también se requiere detectar los inicios de espiración en cada ciclo respiratorio.

Para determinar ambos instantes de inicio de inspiración y espiración en cada ciclo respiratorio se desarrolla dos algoritmos de detección automática.

4.4.2 Inicios de períodos de inspiración

El inicio de inspiración se determina mediante dos condiciones:

1. Se aplica sobre la derivada de la presión inspiratoria.

Los puntos detectados se localizan por inspección desde la primera muestra hasta llegar a aquella en que la derivada de la presión inspiratoria es inferior al 20% de su valor mínimo.

2. Se aplica directamente sobre la señal de presión inspiratoria.

Si dicha señal, en un tramo de 0.4 a 0.3 segundos anterior al punto detectado según la condición anterior es mayor que el 75% respecto al mínimo de presión inspiratoria, dicho punto se considera finalmente una marca inspiratoria.

La primera condición únicamente no es suficiente para asegurar que el punto detectado es una marca inspiratoria debido a la variabilidad de la señal de presión con el sujeto y el instante del ejercicio respiratorio. Como ejemplo, en la figura 4.5 se señala dos muestras de presión que cumplen esta primera condición, la segunda de las cuales no es una marca inspiratoria. Es necesario, por tanto, la segunda condición.

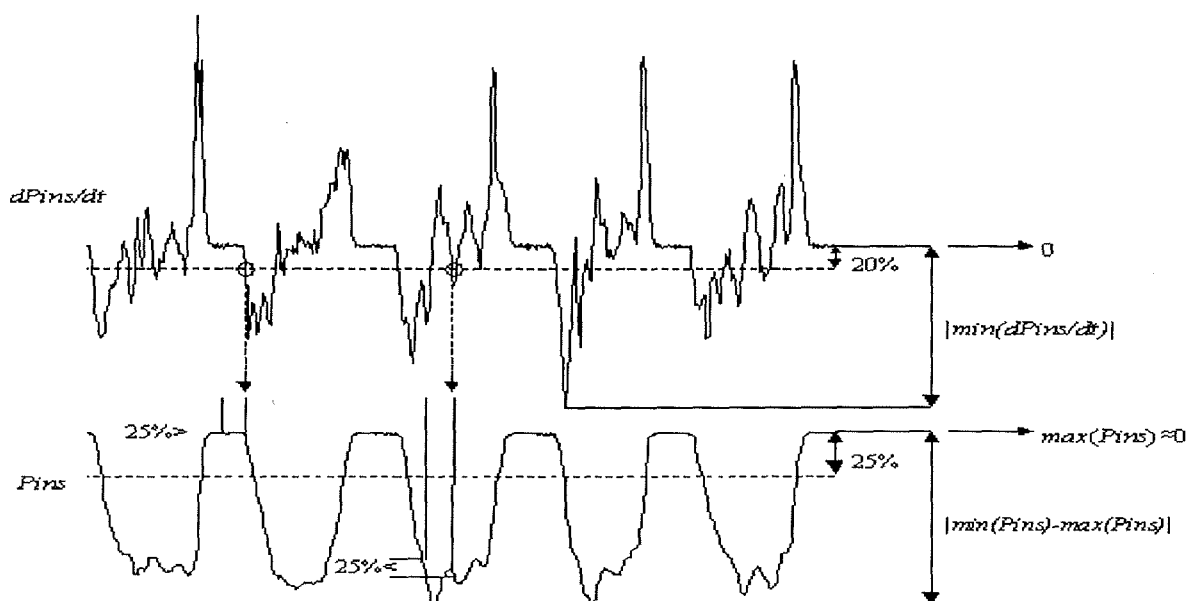


Figura 4.5: Detección de dos puntos que cumplen la primera condición para la detección de marcas inspiratorias. El segundo de ellos no cumple la segunda condición.

En la figura 4.6 se presenta el diagrama de flujo del algoritmo de detección automática de los instantes de inicio de inspiración llamados marcas inspiratorias. Los pasos seguidos por el algoritmo son los siguientes:

1. Se detecta las cuatro primeras marcas inspiratorias localizando por inspección las muestras de señal que cumplen las dos condiciones anteriormente descritas. Los límites para las dos condiciones se calculan dentro de los 10 primeros segundos de señal. Cuando una marca es detectada, se considera un tiempo refractario absoluto de 0.7 segundos, ya que se supone que no puede haber dos marcas inspiratorias separadas por menos de este período de tiempo.
2. Se estima el período respiratorio durante la prueba calculando el valor medio de la duración de los tres primeros ciclos respiratorios correspondientes a las cuatro primeras marcas inspiratorias detectadas.
3. A partir de entonces, las siguientes marcas utilizan las dos condiciones donde los límites son calculados en un intervalo posterior a la marca detectada equivalente a seis veces el período respiratorio estimado. El período refractario utilizado es la mitad del período respiratorio que se estima cada vez mediante el promedio de los intervalos de los tres últimos ciclos detectados. De esta manera se calcula sucesivamente el resto de marcas inspiratorias.

4.4.3 Inicios de períodos de espiración

A partir de la información de los inicios de inspiración, el instante de comienzo de espiración se determina mediante tres condiciones:

1. *Se aplica sobre la derivada de la presión inspiratoria.*

Los puntos se localizan por inspección desde la muestra correspondiente al último instante de inicio de inspiración detectado hasta llegar a aquella en que la derivada de la presión inspiratoria es superior al 20% de su valor máximo.

2. *Se aplica directamente sobre la señal de presión inspiratoria.*

- (a) En un tramo de 0.17 a 0.25 segundos posterior al punto detectado según la condición anterior la señal está situada en un rango de valores comprendido entre el $\pm 20\%$ del valor mínimo de presión inspiratoria.
- (b) Si en un tramo de 0.5 segundos anterior al punto detectado según la primera condición la señal es menor al 20% del mínimo de presión inspiratoria, dicho punto se considera finalmente una marca espiratoria.

De igual forma que para la detección de instantes de inicio de inspiración, no es suficiente con la primera condición en la derivada de la señal de presión debido a la variabilidad de la señal durante la prueba. Es necesario, por tanto, otras dos condiciones que se basan en la existencia de un período inspiratorio previo y que durante la espiración la presión inspiratoria en boca es prácticamente nula.

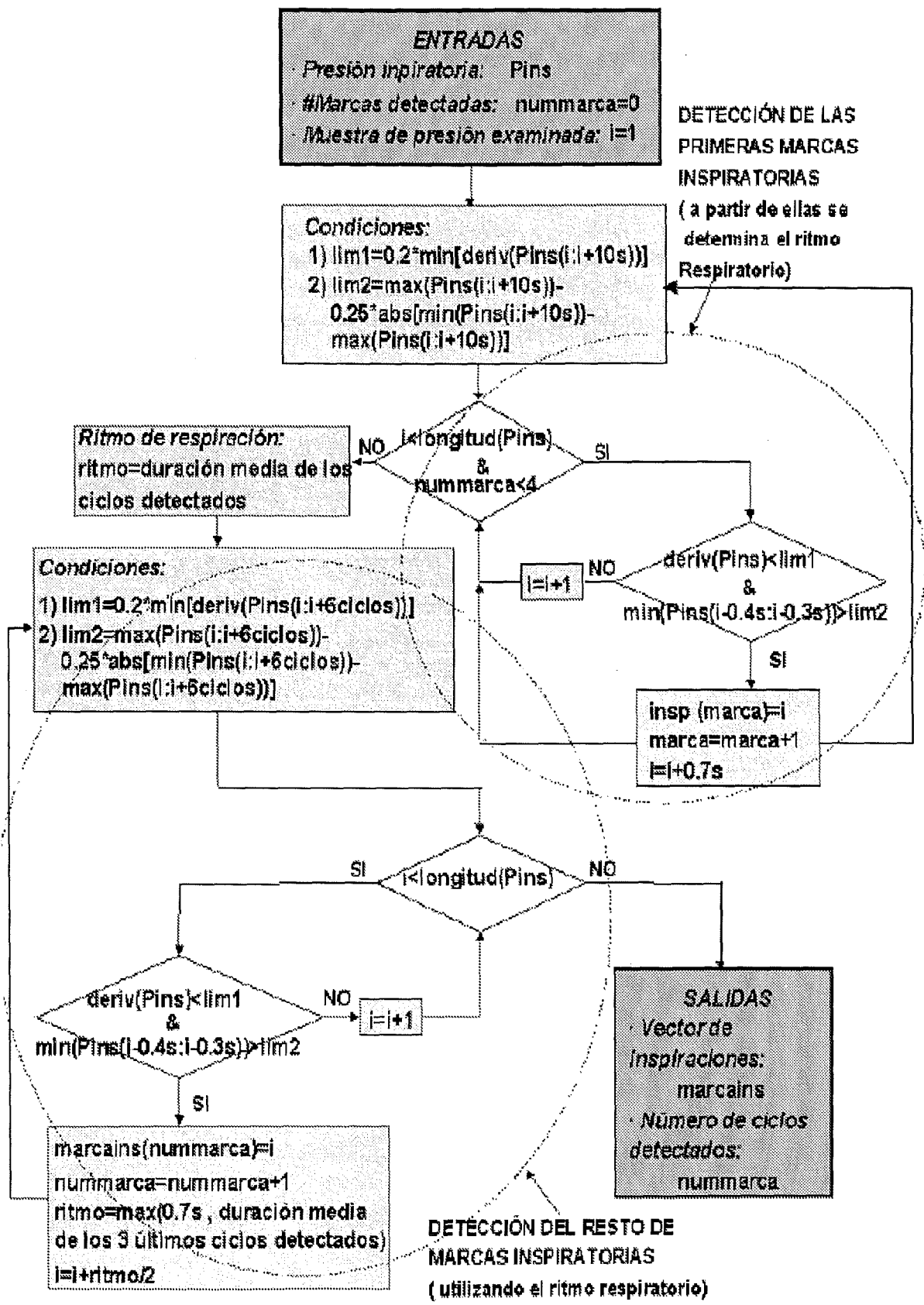


Figura 4.6: Algoritmo de detección de los inicios de períodos de inspiración.

En la figura 4.7 se presenta el diagrama de flujo del algoritmo de detección automática de los instantes de inicio de espiración llamados marcas espiratorias en que se observa los siguientes aspectos:

- En este caso, la inspección se realiza en sentido inverso al realizado para detectar las inspiraciones.
- Se realiza el estudio ciclo a ciclo respiratorio gracias a la información previa de las marcas inspiratorias de forma que al localizar una muestra que cumple las tres condiciones la inspección continúa en la muestra situada medio segundo anterior al instante de inicio de inspiración previo al último ciclo evaluado.

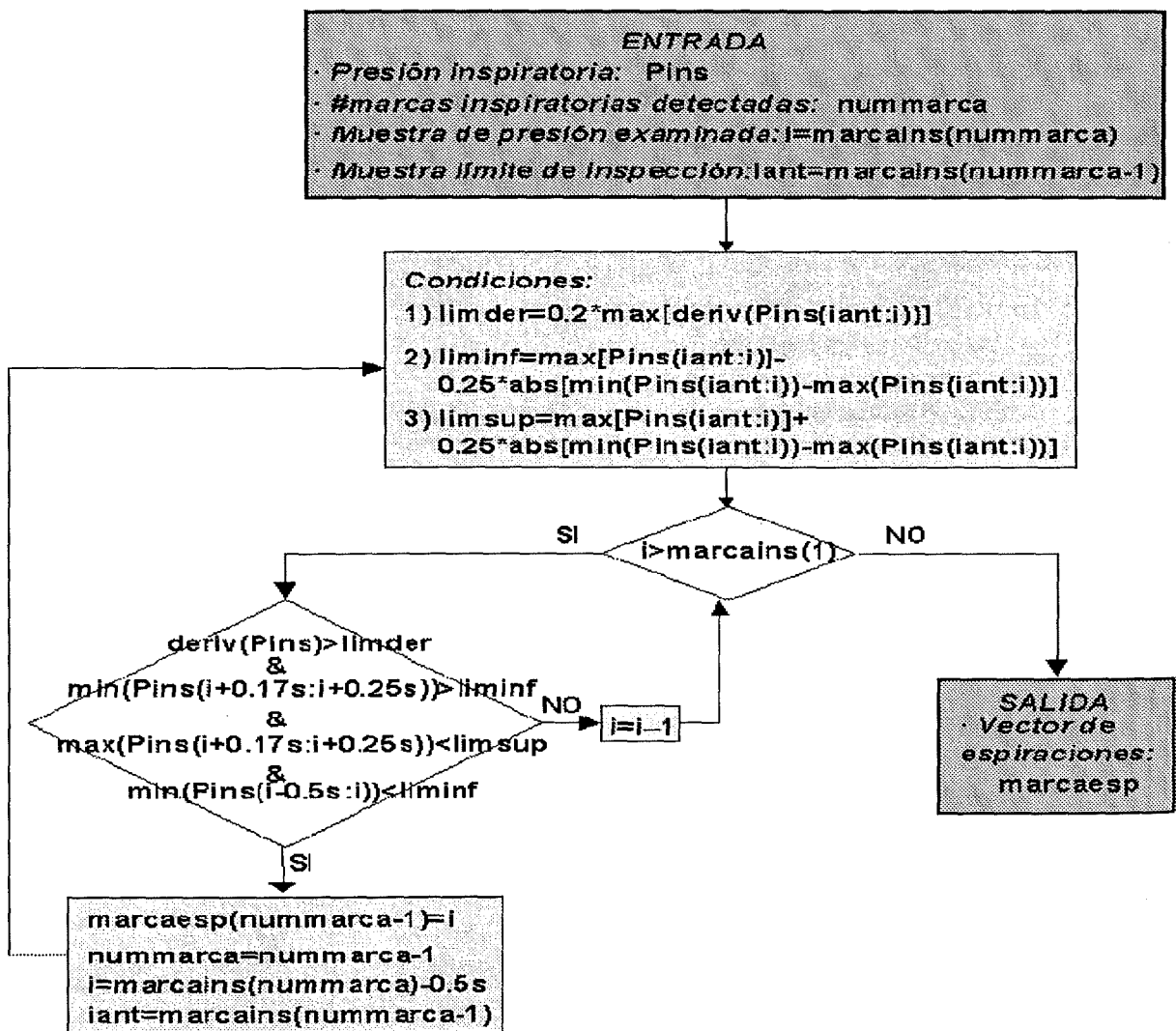


Figura 4.7: Algoritmo de detección de los inicios de períodos de espiración.

En la figura 4.8 se presenta una señal de presión inspiratoria en boca correspondiente a cinco ciclos respiratorios con las marcas inspiratorias y espiratorias localizadas mediante los algoritmos de detección automática.

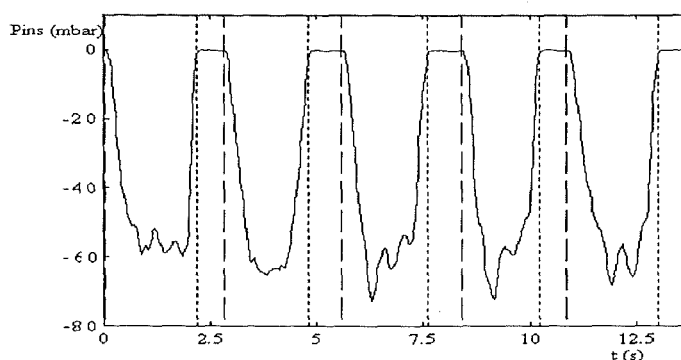


Figura 4.8: Señal de presión inspiratoria en boca, marcas inspiratorias (—) y espiratorias (...).

4.5 Selección de ciclos respiratorios

A partir de los instantes de inicio de inspiración y espiración detectados mediante los algoritmos explicados en el Apartado anterior se consigue dividir el tramo completo de las señales miográficas en los diferentes ciclos respiratorios. De esta manera se permite analizar la actividad muscular ciclo a ciclo.

En el Apartado 2.4.2 se explica que el protocolo mantenido se divide en cinco períodos o intervalos iguales correspondiente al 0, 25, 50, 75 y 100% del TDT. En cada intervalo se escoge cinco ciclos respiratorios mediante inspección visual que son considerados representativos de ese instante de la prueba mantenida. De igual manera, se escoge cinco ciclos consecutivos en cada carga del protocolo incremental que visualmente no contengan artefactos y muestren una morfología similar, especialmente en la señal VMG que presenta una variabilidad mayor que la señal EMG entre ciclos. Dichos ciclos se consideran también representativos del esfuerzo muscular que se realiza para soportar una determinada carga inspiratoria. Los ciclos respiratorios en la prueba incremental son seleccionados durante el segundo minuto considerando que existe un período de acomodación a la carga por parte del sujeto durante el primero de los dos minutos que ha de soportarla al respirar. Los diez ciclos anteriores a los ciclos seleccionados también son considerados para realizar el filtrado de interferencias que se explica en el capítulo siguiente.

Como ejemplo, se muestra en la figura 4.9 las señales EMG, VMG y presión inspiratoria en boca durante cinco ciclos respiratorios seleccionados en el protocolo incremental.

4.6 Discusión y conclusiones

Mediante el preprocesado de señales biomédicas se ha acondicionado en parte dichas señales para su posterior tratamiento en el dominio temporal y frecuencial en los siguientes aspectos:

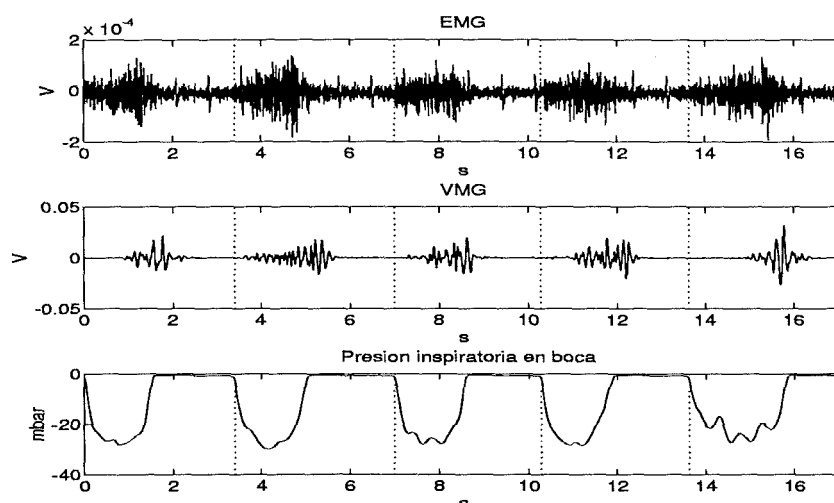


Figura 4.9: Señales EMG, VMG y presión inspiratoria en boca correspondientes a cinco ciclos respiratorios consecutivos de un paciente con EPOC respirando contra una carga respiratoria de 200g en la prueba IC. Las líneas verticales discontinuas separan los ciclos respiratorios.

- Mediante el diezmado de las señales biomédicas, con un filtrado paso bajo previo para evitar aliasing, se ha reducido en una cuarta parte el espacio de almacenamiento requerido para almacenar la señal EMG, y en cincuenta y en cien veces para la señal VMG y presión inspiratoria, respectivamente. De esta forma también disminuye la complejidad computacional de los análisis posteriores.
- Se decide eliminar la ciclicidad respiratoria y los artefactos de movimiento de la señal VMG mediante un filtrado paso alto con frecuencia de corte a 5 Hz. El filtro utilizado es Butterworth de cuarto orden aplicado mediante la técnica de giro temporal para eliminar la fase no lineal que introducen estos filtros IIR.
- Se diseña e implementa unos algoritmos de detección automática que se aplican sobre la señal de presión inspiratoria en boca para localizar los inicios de inspiración y espiración. Dicho algoritmo se aplica en todos los sujetos de las poblaciones en estudio y en los protocolos ventilatorios mantenidos e incrementales con las diferentes cargas soportadas.
- Se selecciona cinco ciclos respiratorios consecutivos mediante inspección visual representativos de los cinco intervalos iguales en que se ha dividido el protocolo mantenido, así como en cada carga soportada durante la prueba incremental. En este último caso se ha considerado un minuto de adaptación del sujeto a la carga inspiratoria en que no hay que evaluar la actividad muscular.