

Reducción de interferencia cardíaca en señales MMG diafrágicas de un protocolo de carga incremental sostenida mediante filtrado adaptativo RLS

L. Sarlabous Uranga^{1,2}, A. Torres Cebrián^{1,2}, J.A. Fiz Fernández^{2,3}, R. Jané Campos^{1,2}

¹ Dept. ESAIL, Universitat Politècnica de Catalunya,

² Institut de Bioenginyeria de Catalunya (IBEC) y CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Barcelona, España, {leonardo.sarlabous, abel.torres, raimon.jane} @upc.edu

³ Servicio de Neumología del Hospital Germans Trias i Pujol, Badalona, España, jafiz@msn.com

Resumen

En este trabajo se aplicó el filtrado adaptativo empleando el algoritmo RLS para reducir la interferencia de origen cardíaco en las señales mecanomiográficas diafrágicas (MMGdi) registradas durante un protocolo de carga incremental sostenida. La señal MMGdi fue dividida en tramos con y sin ruido cardíaco, CRC y SRC, respectivamente. En cada tramo se estudio el comportamiento de la densidad espectral de potencia (DEP), y los parámetros de amplitud RMS y ARV para cada una de las cargas inspiratorias que conforman el test. Los resultados obtenidos, empleando filtro adaptativo de orden =50, con el algoritmo RLS y valores de $\lambda = 1$, permiten reducir considerablemente la interferencia cardíaca en las señales MMGdi.

1. Introducción

La mecanomiografía (MMG) de superficie es generada por las oscilaciones superficiales del músculo debidas a las ondas de presión procedentes de la expansión lateral de las fibras musculares activas. La señal MMG se compone de la suma no-lineal de la contribución de las unidades motoras activas. Debido a su origen mecánico, el MMG de superficie puede ser influenciado por la temperatura, la rigidez y la masa muscular [1].

Dado que el diafragma es el principal músculo responsable de la actividad mecano-respiratoria el registro de la señal MMG (MMGdi) podría brindar información útil acerca de la fuerza y/o fatiga muscular respiratoria. En estudios previos la señal MMGdi ha sido registrada en modelo animal (perros) [2], y en pacientes con EPOC [3], [4], obteniéndose en ambos casos una buena correlación entre la potencia de la señal MMGdi y la fuerza muscular evaluada mediante la presión inspiratoria en boca (PI). En estos estudios el registro de la señal MMGdi se realizó mediante un acelerómetro capacitivo colocado sobre la pared costal de la caja torácica. El contenido frecuencial más importante de la señal MMGdi se encuentra entre 5 y 35 Hz [3], [4].

Debido al origen mecánico de la señal MMGdi es de esperar que el registro de ésta se encuentre grandemente afectado por otras fuentes también de origen mecánico como es el caso de la actividad vibratoria cardíaca de baja frecuencia, o interferencia mecanocardiográfica (MCG) o

señal seísmocardiográfica (SCG), cuyo contenido frecuencial se encuentra por debajo de los 15 Hz [5]. En este sentido es evidente que existe un solapamiento frecuencial entre las señales MMGdi y la señal de vibración cardíaca.

La estimación de la amplitud en la señal MMGdi es determinada usualmente mediante los parámetros RMS y ARV. Dichos estimadores se ven afectados por la interferencia cardíaca. Es de suponer que al aumentar el esfuerzo respiratorio aumente la intensidad de las componentes MMGdi sin prácticamente alterar las componentes de origen cardíaco. El filtrado adaptativo es una técnica muy empleada en la reducción del electrocardiograma (ECG) en señales electromiográficas registradas en el diafragma [6], así como en la reducción de sonido cardíaco en registros de sonido pulmonar [7].

En un trabajo presentado en este congreso [8] se analiza y evalúa en señales MMGdi simuladas el efecto de la señal MCG real (registrada mediante un acelerómetro colocado sobre la pared costal de la caja torácica durante la realización de una apnea), y además se evalúa un cancelador adaptativo de interferencia (CAI) empleando los algoritmos LMS y RLS.

En el presente trabajo se presenta el CAI empleando el algoritmo RLS con la intención de: (1) reducir la interferencia cardíaca en señales MMGdi obtenidas durante un test respiratorio de carga incremental sostenida, y (2) evaluar el funcionamiento del filtrado adaptativo mediante el estudio comparativo de la densidad espectral de potencia (DEP) y los parámetros de amplitud RMS y ARV calculados antes y después del filtrado.

2. Metodología

2.1. Señales e instrumentación

El estudio se realizó en un sujeto adulto y sano con su previo consentimiento. Se registraron la señal PI, la señal ECG y la señal MMGdi. La señal PI fue registrada mediante un transductor de presión colocado en el tubo a través del cual respiran los sujetos. Para registrar la señal ECG se emplearon 3 electrodos bipolares, situados dos en

cada muñeca y uno como referencia situado en el tobillo derecho. La señal MMG se registró mediante el acelerómetro Kistler 8312B2 colocado sobre la superficie de la caja torácica entre el séptimo y el octavo espacios intercostales en la línea axilar anterior izquierda. Todas las señales fueron amplificadas, filtradas analógicamente, digitalizadas con un sistema de conversión A/D de 12 bits a una frecuencia de muestreo de 2 kHz.

2.2. Protocolo respiratorio

El protocolo respiratorio, denominado protocolo de carga sostenida, consistió en realizar maniobras de generación de presión inspiratoria sin flujo (con el tubo tapado) a diferentes niveles de presión (apnea, 20 cmH₂O, 40 cmH₂O, 60 cmH₂O y carga máxima), manteniéndolas durante unos segundos (aproximadamente 20 segundos). Durante el protocolo el sujeto está sentado y relajado, y respira sin carga por la boca a través de una boquilla y un tubo con la nariz tapada. Al inicio de cada maniobra se tapa el tubo a través del cual respira el sujeto. A continuación mediante una pantalla el sujeto tiene referencia de la presión inspiratoria que desarrollaba en cada momento. Con ayuda del personal técnico cualificado el sujeto realiza las maniobras inspiratorias.

En la Figura 1 se muestra un ejemplo de la señal ECG y MMG diafragmática registradas durante una apnea, una prueba de 40 cmH₂O y una prueba a carga máxima. En esta figura se puede observar como aumenta la amplitud de la señal MMG a medida que aumenta la carga respiratoria. En la Tabla 1 se muestran la duración, el número de ciclos y la frecuencia cardíaca de cada una de las pruebas realizadas.

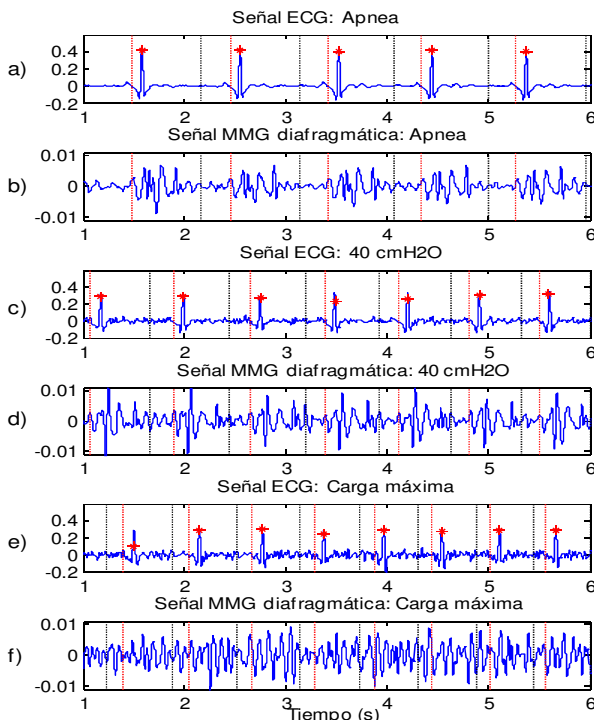


Figura 1. Señales ECG y MMG diafragmática registradas en el protocolo de carga sostenida. a), c) y e) señal ECG, y b), d) y f) señal MMG correspondientes a las cargas: apnea, 40 cmH₂O y carga máxima, respectivamente.

Cargas	Duración (s)	Núm. latidos	Frecuencia cardíaca
Apnea	21	21	64.6
20 cmH ₂ O	25.5	32	78.8
40 cmH ₂ O	28	41	86
60 cmH ₂ O	26.3	39	88
Carga máxima	10.7	17	102.2

Tabla 1. Duración, Número de Ciclos y Frecuencia Cardíaca Desarrolladas en el test Respiratorio

2.3. Cancelador adaptivo de interferencia: algoritmo RLS

El esquema estándar del filtro adaptativo RLS consiste de un filtro transversal de respuesta a impulso finita y del algoritmo de adaptación RLS, el cual actualiza los pesos w_k del filtro para minimizar el error cuadrático medio y estimar de esta manera la salida filtrada [9]. La entrada primaria del filtro es la señal MMG diafragmática contaminada con la interferencia cardíaca (MMGr). La entrada de referencia esta incorrelada con la señal MMGr y correlada con la señal de interferencia cardíaca. Esta señal de referencia es generada mediante la convolución de una plantilla, obtenida mediante el promediado del conjunto de ciclos que conforman la señal MMGr, y un tren de impulso situados en las posiciones de los puntos R detectados en la señal ECG. La señal canceladora $y[n]$ es la salida del filtro y es sustraída de la señal MMGr para obtener así la señal deseada o señal error $e[n]$. Los parámetros del filtro empleados se corresponden con un orden del filtro de 50, el factor de olvido λ fue seleccionado igual a 1, el parámetro de regularización δ fue seleccionado entre 100 y 1000 siguiendo las consideraciones de [8].

En la Figura 2 se muestra un ejemplo de filtrado adaptativo de una señal MMG diafragmática correspondiente a una carga de 40 cmH₂O donde se observan las señales de entrada y salida del filtro.

2.4. Procesado de señal

Para la detección automática de los puntos R en la señal ECG se empleó el algoritmo Pan-Tompkins [10]. Estas posiciones de los puntos R son empleadas como puntos de referencia o sincronismo para determinar el instante en que ocurren las interferencias cardíacas sobre la señal MMG diafragmática.

La señal MMG_{di} es filtrada paso banda entre 5 y 35 Hz para estudiar sus componentes frecuenciales más importantes. En este caso se empleó un filtro de Butterworth de cuarto orden bidireccional.

Se consideraron tres ventanas de análisis necesarias para estudiar y evaluar el funcionamiento adecuado del CAI. Serán considerados tramos de señal con presencia de ruido cardíaco (CRC) aquellos tramos comprendidos entre cada posición del punto R menos 0.15 s y el 60 % de la diferencia entre el punto R en estudio y el siguiente.

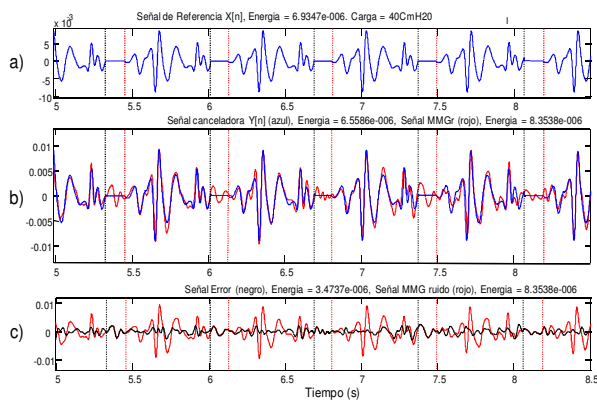


Figura 2. Ejemplo de las señales de entrada y salida del filtro adaptativo empleando el algoritmo RLS. a) señal de referencia, b) señal canceladora (color azul) y señal MMG contaminada con ruido cardíaco (color rojo) correspondiente a una carga de 40 cmH₂O, y c) comparativa entre la señal MMGr y la señal error o señal deseada (color negro).

Así como serán considerados tramos sin ruido cardíaco (SRC) aquellos tramos comprendidos entre el 60 % de la diferencia entre el punto R en estudio y el siguiente y la posición del punto R siguiente menos 0.15 s. Finalmente, se considera una tercera ventana de análisis que enmarca las dos anteriores (CC). En cada uno de estos tramos se calculó la densidad espectral de potencia (DEP) y parámetros de amplitud para cada carga realizada en el protocolo. La DEP se determinó mediante el periodograma de Welch. Los parámetros de amplitud estudiados se corresponden con el RMS y el ARV.

3. Resultados

En la Figura 3 a, b y c se muestran la DEP obtenida para las ventanas de análisis correspondientes a CC, CRC y SRC, respectivamente. En cada caso se muestran los espectros correspondientes a todas las cargas realizadas. En la Figura 3 d, e y f se muestran la DEP correspondiente a los mismos tramos y cargas analizadas, una vez aplicado el CAI.

Como se puede observar en la Figura 3 a, b y c en los espectros queda reflejado el aumento de la energía conforme aumenta la carga respiratoria realizada. De manera especial, en el caso de la señal de apnea (trazo azul) queda evidenciando que su energía, comprendida entre 5 y 35 Hz, esta solapada totalmente con la energía de las otras cargas realizadas. Esto nos indica que en ausencia de carga inspiratoria la señal MCG está presente en el registro de la señal MMGdi y que al aumentar la carga la amplitud de la señal MMGdi aumenta. La energía correspondiente a los tramos CC (Figura 3 a) se reportan valores ligeramente superiores a los obtenidos en los tramos CRC. Claramente se observa que en los tramos SRC (Figura 3 c) la energía de la señal es menor. Estos tramos son indicadores directos de los aumentos de energía producidos al aumentar la carga inspiratoria desarrollada. Además de que podrían ser tomados como niveles de referencia para eliminar o atenuar en la interferencia cardíaca en los tramos señal donde se reporta la actividad cardíaca interferente.

En la Figura 3 d, e y f se observa que después de aplicar el CAI los tramos SRC no fueron prácticamente afectados, es decir, que no se eliminaron componentes de la señal MMGdi. En cambio para los tramos CC y CRC sí que vemos que la energía ha disminuido, atenuándose en gran medida la interferencia de la señal MCG.

La evolución de la amplitud en función del aumento de la carga inspiratoria para los tres tamaños de ventana estudiados (CC (Δ), CRC (o) y SRC (x)) se muestra en la Figura 3 g y f, correspondiente a los parámetros RMS y ARV, respectivamente. Las líneas continuas se corresponden con los parámetros obtenidos antes de aplicar el CAI y las líneas discontinuas con los parámetros después de aplicar el CAI. En ambos parámetros se observa una evolución similar, reportándose valores de amplitud ligeramente superiores en el caso del RMS.

Analizando la evolución de la amplitud antes de aplicar el CAI se observa una perfecta separación entre los valores de amplitud correspondientes a cada tamaño de ventana. En este sentido, las mayores amplitudes las reportan los tramos CRC y las menores amplitudes los tramos SRC. Se observa que con el aumento la carga la separación entre los valores es menor, de tal manera que para la carga máxima prácticamente los tres tramos tienden a un mismo valor. Esto se debe claramente a que con el aumento de la carga la amplitud de la señal MMGdi aumenta, y este aumento hace que en los tramos CRC la señal interferente quede enmascarada.

Después de aplicar el CAI se observa que los valores de amplitud de los tramos SRCf reportan valores similares a los obtenidos antes de aplicar el filtro. Esto nos indica que no se eliminaron componentes de señal MMGdi. Para el caso de los tramos CRCf y CCf, se observa una reducción importante de la amplitud, indicando que la amplitud de señal MCG es reducida considerablemente, no siendo eliminada completamente.

4. Conclusiones

En este trabajo se aplicó el CAI empleando el algoritmo RLS para reducir la interferencia cardíaca en señales MMGdi registradas durante un test respiratorio de carga incremental sostenida. Los parámetros empleados en el filtro, orden = 50, δ entre 100 y 1000 y $\lambda = 1$, permitieron reducir considerablemente la interferencia de la señal MCG. Los resultados obtenidos en este estudio son coherentes a los obtenidos en [8] para señales MMGdi simuladas, siendo importante destacar que una mayor reducción de la interferencia MCG conlleva a la eliminación de información útil en la señal MMGdi.

Una de las limitaciones de esta técnica de CAI, es la variación morfológica del ruido MCG con la carga inspiratoria. Además, de que con el aumento de la carga se hace menos apreciable un patrón repetitivo del ruido MCG, dificultando esto su posterior reducción.

Se estudiaron la DEP y los parámetros de amplitud RMS y ARV antes y después de aplicar el CAI empleando 3 tramos de análisis. La utilización de estos tramos facilitó el estudio de la señal MMGdi y permitió analizar y

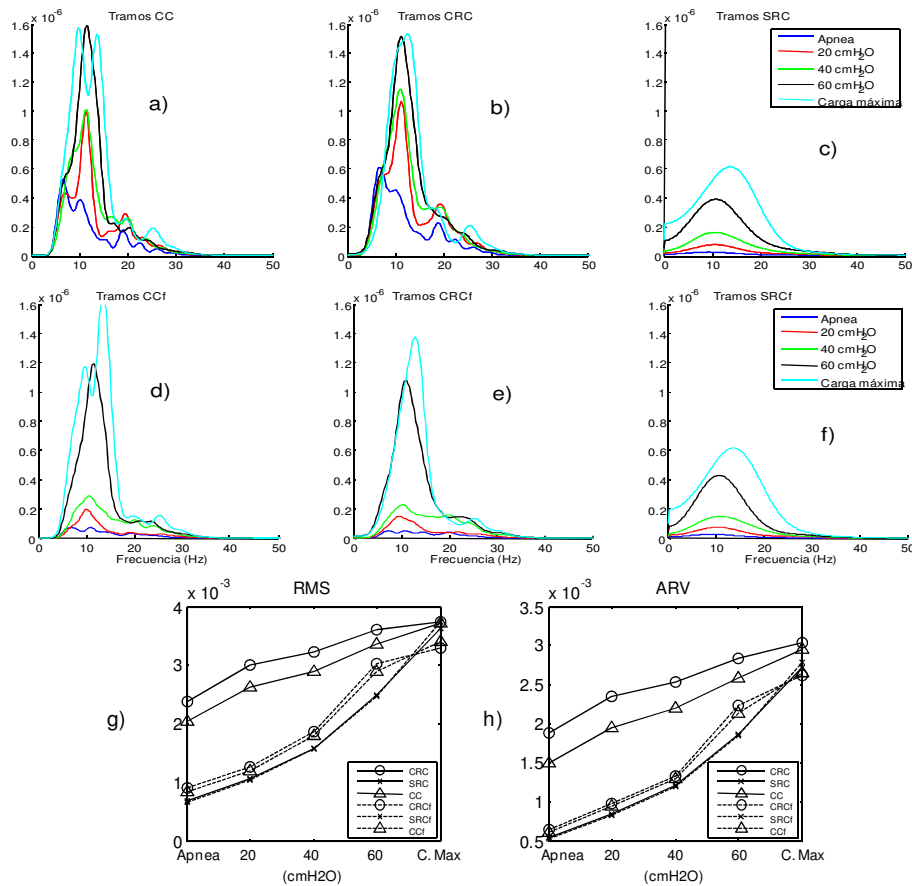


Figura 3. Densidad espectral de potencia (DEP) obtenida antes (a, b y c) y después de aplicar el filtro adaptativo RLS (d, e y f) para la apnea (azul), 20 cmH₂O (rojo), 40 cmH₂O (verde), 60 cmH₂O (negro) y carga máxima (cian) y considerando los tamaños de ventana: tramos considerando todo ciclo (CC), tramos con ruido cardíaco (CRC) y tramos sin ruido cardíaco (SRC). g) y h) se corresponden con la evolución de los parámetros de amplitud RMS y ARV, respectivamente, en función de la carga inspiratoria y para cada tramo de estudio, CRC (o), SRC (x) y CC (Δ). Las líneas continuas se corresponde a los valores antes de aplicar el filtro y las líneas discontinuas con los valores después de aplicar el filtro adaptativo.

comparar los tramos CRC con los SRC. En este sentido, los tramos SRC fueron claves puesto que sus valores de amplitud fueron empleados como valores de referencia.

Finalmente, el protocolo respiratorio de carga incremental sostenida, permitió corroborar que la amplitud de la señal MMGdi aumenta cuando aumenta la carga inspiratoria. Y que la diferencia de amplitud en los tramos CRC y SRC se reduce con el aumento de la carga debido a que la actividad de la señal MCG queda enmascarada por la amplitud de la señal MMGdi.

Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado parcialmente por una beca FI-AGAUR y por el proyecto TEC2010-21703-C03-01 del Ministerio de Economía y Competitividad de España.

Referencias

- [1] C. Orizio, "Muscle Sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21, pp. 201-243, 1993.
- [2] A. Torres, J.A. Fiz, J. Morera, A.E. Grassino, and R. Jané, "Time-Frequency representations of the diaphragmatic movement measured by a surface piezoelectric contact sensor in dogs," 25th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2003.
- [3] L. Sarlabous, A. Torres, J.A. Fiz, J. Gea, J.M. Martínez-Llorens, R. Jané, "Evaluation of the respiratory Muscular Function by means of Diaphragmatic Signals in COPD

- Patients," 31th Ann. Conf. IEEE-EMBS, pp: 3925-3928, 2009.
- [4] A. Torres, L. Sarlabous, J.A. Fiz, J. Gea, J.M. Martínez-Llorens, J. Morera, R. Jané, "Noninvasive Measurement of Inspiratory Muscle Performance by means of Diaphragm Muscle Mechanomyographic Signals in COPD patients during an Incremental Load Respiratory Test", 32th Ann. Conf. IEEE-EMBS, pp: 2493 - 2496, 2010.
- [5] P. Castiglioni, P. Meriggi, F. Rizzo, E. Vaini, A. Faini, G. Parati and M. Di Rienzo and, 'Seismocardiography While Sleeping at High Altitude', 34h Ann. Conf. IEEE-EMBS, pp: 3793-3796, 2012.
- [6] Y. Deng, W. Wolf, R. Schnell and U. Apple, "New Aspects to Event-Synchronous Cancellation of ECG Interference: an Application of the Method in Diaphragmatic EMG Signals", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 9, pp. 1177-1184, 2000
- [7] J. Gnitecki, Z. Moussavi, and H. Pasterkamp, "Recursive Least Squares Adaptive Noise Cancellation Filtering for Heart Sound Reduction in Lung Sounds Recordings", 25th Ann. Conf. IEEE-EMBS, pp: 2416 - 2419, 2003.
- [8] A. Torres, L. Sarlabous, J.A. Fiz, J. Morera, R. Jané, "Evaluación de diferentes algoritmos adaptativos para la atenuación de la interferencia cardíaca en señales mecanomiográficas simuladas" (enviado a CASEIB 2012)
- [9] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 2002, ch I. 8, and 9.
- [10] J.P. Pan and W.J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, 1985.