

# Evaluación de diferentes algoritmos adaptativos para la atenuación de la interferencia cardiaca en señales mecanomiográficas simuladas

A. Torres<sup>1,2,3</sup>, L. Sarlabous<sup>1,2,3</sup>, J. A. Fiz<sup>2,3,4</sup>, R. Jané<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAII), Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España, {abel.torres,leonardo.sarlabous,raimon.jane}@upc.edu

<sup>2</sup> Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), Barcelona, España

<sup>3</sup> CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Barcelona, España

<sup>4</sup> Servicio de Neumología, Hospital Germans Trias i Pujol, Badalona, España

## Resumen

*El estudio de la señal mecanomiográfica del músculo diafragma (MMGdi) es una técnica utilizada para evaluar el esfuerzo muscular respiratorio. El estudio de la relación entre los parámetros de amplitud y frecuencia de esta señal con el esfuerzo respiratorio realizado es de gran interés para investigadores y médicos debido a su potencial de diagnóstico sobre la función muscular respiratoria. Las señales MMGdi se ven afectas por una componente interferente correspondiente a la actividad vibratoria cardíaca o interferencia mecanocardiográfica (MCG). Para reducir o atenuar esta actividad se puede utilizar una cancelación adaptativa de interferencias (CAI). En este trabajo se ha evaluado el esquema de CAI propuesto mediante una señal MMGdi sintética generada con amplitud y frecuencia controlada a la que se le ha añadido ruido MCG real adquirido durante apnea. El coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ) entre la amplitud y la frecuencia teóricas, y la amplitud y la frecuencia evaluadas mediante el RMS y la frecuencia media del espectro, respectivamente, disminuye considerablemente cuando se añade el ruido cardiaco a la señal MMGdi sintética: pasa de 0.95 a 0.87 para la amplitud, y de 0.97 a 0.76 para la frecuencia. Con los algoritmos de CAI propuestos el efecto del ruido MCG sobre la actividad MMGdi se reduce considerablemente ( $r$  de 0.93 para la amplitud y 0.97 para la frecuencia media). El método de CAI propuesto en este trabajo es una técnica adecuada para atenuar la interferencia MCG en señales MMGdi.*

## 1. Introducción

La mecanomiografía de superficie es una técnica no invasiva basada en el registro de las vibraciones laterales de baja frecuencia (menores a 25 Hz) que producen las fibras musculares durante la contracción. En general, se ha obtenida una buena correlación entre los parámetros de amplitud y frecuencia de la señal mecanomiográfica (MMG) y la fuerza producida por el músculo [1-7].

En trabajos anteriores [8,9], nuestro grupo de investigación ha analizado la señal adquirida mediante un acelerómetro capacitivo colocado sobre la superficie del tórax para registrar la señal MMG del músculo diafragma (MMGdi). El músculo diafragma es el músculo respiratorio principal y es responsable de la actividad respiratoria. La fatiga muscular respiratoria puede ser

evaluada mediante técnicas que analicen la actividad muscular a partir de parámetros de amplitud y frecuencia de la señal MMGdi. En [8-9] se observó una correlación positiva entre la amplitud de la señal MMGdi y el esfuerzo muscular respiratorio (evaluado mediante la señal de presión inspiratoria en boca), y una correlación negativa entre la frecuencia de la señal MMGdi y el esfuerzo muscular respiratorio.

La amplitud y frecuencia de las señales MMGdi suele evaluarse mediante parámetros como el RMS y la frecuencia media ( $f_m$ ) de la señal, respectivamente. Sin embargo, estas estimaciones están afectadas por la presencia de la actividad vibratoria producida por el corazón o interferencia mecanocardiográfica (MCG), que está solapada en frecuencia con la señal MMGdi. La interferencia MCG introduce una distorsión tanto en la potencia de la señal MMGdi como en su contenido frecuencial. Cuando el nivel de esfuerzo respiratorio incrementa la amplitud de la componente MMG aumenta y la frecuencia disminuye, pero estos cambios no se producen en la interferencia MCG. Por tanto la relación señal (componente MMG) a ruido (interferencia MCG) aumenta cuando incrementa el esfuerzo respiratorio, influenciando en los resultados que se obtengan con los parámetros RMS o  $f_m$ .

Para atenuar el efecto de la interferencia MCG para el análisis de la señal MMGdi se pueden utilizar diferentes métodos. El método más rudimentario para eliminar esta interferencia es simplemente detectar y eliminar los segmentos de señal MMGdi que contengan actividad MCG. Sin embargo, este método segmenta la señal y excluye partes de la señal que podrían contener información potencialmente importante sobre la actividad contráctil del músculo diafragma. Las técnicas de cancelación adaptativa de interferencias (CAI) se han utilizado satisfactoriamente para atenuar la interferencia electrocardiográfica (ECG) en señales electromiográficas del músculo diafragma (EMGdi) [10,11]. Una de las partes más importante dentro de la CAI es la obtención de una señal de referencia que debe estar altamente correlacionada con la señal interferente (ECG) e incorrelada con la componente de señal (EMGdi).

En este trabajo se presenta un esquema de CAI para la atenuación de la actividad MCG en señales MMGdi. Con la intención de cuantificar el comportamiento de los algoritmos de cancelación propuestos y de evaluar la influencia de la interferencia MCG sobre los parámetros de amplitud y frecuencia de la señal MMGdi, se ha generado una señal MMGdi sintética con amplitud y frecuencia controlada, a la que se le ha añadido una interferencia MCG real adquirida durante apnea. Los principales objetivos de este trabajo han sido: (1) evaluar el efecto de la interferencia MCG sobre los parámetros de amplitud y frecuencia obtenidos en la señal MMGdi, y (2) desarrollar y evaluar un método basado en la CAI que permita atenuar o minimizar los efectos de la interferencia MCG sobre la señal MMGdi.

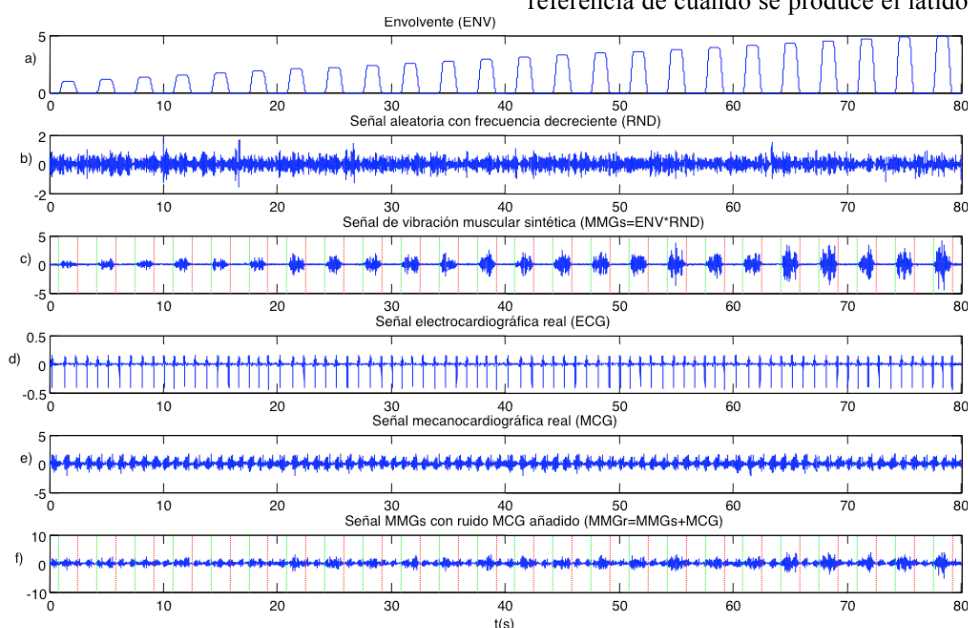
## 2. Metodología

### 2.1. Generación de la señal MMGdi sintética con interferencia MCG real

La señal MMGdi sintética se ha generado con características similares a las de las señales MMGdi reales. En primer lugar, con el fin de simular el comportamiento cíclico de la señal respiratoria se ha generado un envolvente para simular la amplitud de la señal MMGdi. La amplitud de las señales MMG respiratorias varía cíclicamente con una frecuencia determinada por la frecuencia respiratoria: es mayor en la fase de inspiración y menor en la fase de espiración. En la Figura 1a se muestra la envolvente generada (ENV). La frecuencia respiratoria fue de 18 ciclos por minuto. El período inspiratorio fue un 50% del período respiratorio total. A su vez, el período inspiratorio se dividió en 3 partes: (1) incremento (25%), (2) meseta (50%) y descenso (25%). Las fases ascendentes y descendentes fueron simuladas por medio de ventanas Hanning. La duración de la señal fue de 80 segundos (24 ciclos respiratorios). Por otra parte, la amplitud de la señal MMGdi aumenta progresivamente con el esfuerzo de contracción [8,9]. Para simular un incremento del

esfuerzo de contracción durante los 24 ciclos respiratorios se aumentó linealmente la envolvente desde 1 a 5.

La señal MMG está formada por oscilaciones o vibraciones de baja amplitud generadas durante la contracción muscular. Estas componentes están relacionadas con las vibraciones mecánicas del músculo [1]. La señal está dominada por componentes de baja frecuencia que en general se encuentran en el intervalo entre 5 y 50 Hz, aunque en señales MMG de músculos respiratorios el contenido frecuencial está por debajo de 25 Hz. Por otra parte la amplitud de la señal MMG tiene un comportamiento de naturaleza aleatoria [1]. De esta forma, el comportamiento vibratorio de la señal de MMGdi se generó utilizando ruido Gaussiano filtrado con un filtro paso banda tipo Butterworth de cuarto orden. La frecuencia de la señal disminuye con MMGdi esfuerzo contracción [8,9]. Con el fin de simular un cambio en la frecuencia media de las componentes MMGdi, las frecuencias de corte del filtro se redujeron linealmente en cada ciclo respiratorio de [15-25 Hz] a [5-15 Hz] (la frecuencia media disminuye de 20 a 10 Hz). En la Figura 1b se muestra esta señal aleatoria con frecuencia decreciente (RND). En la Figura 1c se muestra la señal MMG de vibración muscular (MMGs). Esta señal ha sido generada como la multiplicación de las señales ENV y RND más un ruido de fondo Gaussiano filtrado entre 5 y 50 Hz con una amplitud de 0.1. En la Figura 1e se muestra la señal de vibración cardíaca real o señal MCG. Esta señal MCG fue adquirida con un acelerómetro capacitivo Kistler 8312B2 colocado en la posición de registro de la señal MMGdi: sobre la superficie de la caja torácica, entre los espacios intercostales séptimo y octavo, en la línea axilar anterior izquierda. Con el fin de aislar la actividad MCG a la actividad muscular respiratoria la adquisición se realizó durante apnea (ausencia de actividad respiratoria) en un voluntario sano. Para obtener la señal de apnea de 80 s se han concatenado cuatro segmentos de 20 segundos de apnea. La señal electrocardiográfica (ECG) fue adquirida de forma simultánea para tener una referencia de cuando se produce el latido cardíaco (Figura



**Figura 1.** a) Envolvente de amplitud (ENV), b) señal aleatoria con frecuencia decreciente (RND), c) señal de vibración muscular sintética (MMGs), d) señal electrocardiográfica (ECG) real registrada durante apnea, e) señal mecanocardiográfica (MCG) registrada durante apnea, f) señal MMG sintética con ruido MCG real añadido (MMGr)

1d). Finalmente, la señal MMG sintética con interferencia MCG real añadida (MMGr) se generó sumando las señales MMGs y MCG. La frecuencia de muestreo utilizada para la adquisición y para la generación de las señales sintéticas fue de 200 Hz.

## 2.2. Cancelación adaptativa de interferencias

En la Figura 2 se muestra el diagrama de bloques para la cancelación adaptativa de interferencias MCG en la señal MMGdi. La entrada primaria para el cancelador de ruido ( $d[n]$ ) es la señal sintética MMG contaminada con la interferencia de vibración real cardiaca (MMGr). La entrada de referencia ( $x[n]$ ), debe estar correlacionada con la actividad MCG y no correlacionada con la actividad MMGs. Esta señal fue generada artificialmente de acuerdo con el método descrito en la sección 2.3. La salida del filtro adaptativo es la señal de cancelación ( $y[n]$ ) que se resta a la señal original con el fin de producir la salida filtrada ( $e[n]$ ) que es la señal de MMG con una atenuación de la interferencia cardiaca. En la Figura 3 se muestra un ejemplo de la entrada y la salida del CAI: la entrada primaria (MMGr), la entrada de referencia (MCG), la salida para cancelar (MCGa) y la salida de error o señal filtrada (MMGf). En el CAI se utilizaron dos algoritmos adaptativos LMS y RLS.

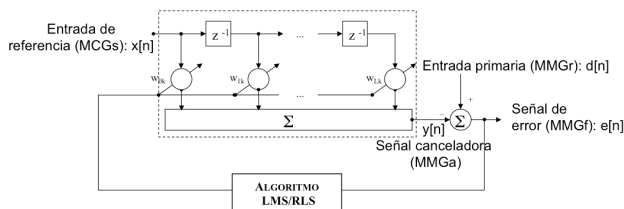


Figura 2. Esquema del cancelador adaptativo de interferencias

## 2.3. Generación de la señal MCG de referencia

El primer paso en la generación de la señal de referencia cardiaca es la detección de los complejos QRS en la señal ECG (Figura 1d) con un detector basado en el algoritmo de Pan-Tomkins [1]. Con estas detecciones de la vibración cardiaca presente en la señal MMGr correspondiente a cada latido se promedia para obtener una vibración cardiaca o patrón MCG (MCGp). En la

Figura 4a se muestran los complejos cardiacos de vibración de los 84 latidos presentes en la señal MMGr. En la Figura 4b se muestra el promedio de éstos: el MCGp. Finalmente, para generar la señal de referencia se convoluciona este patrón con un tren de impulsos unitarios generados a partir de las detecciones de los complejos QRS, en el que cada latido cardiaco detectado coincide con un impulso. La salida de esta convolución es una estimación de la actividad cardiaca presente en la señal MMGr. Esta señal se considera como la entrada de referencia del CAI.

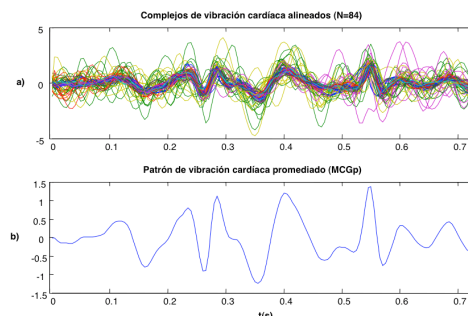


Figura 4. a) Complejos de vibración cardiaca alineados en función del punto R detectado en la señal ECG ( $N=84$  latidos), b) Patrón de vibración cardiaca promediado (MCGp).

## 3. Resultados

El método CAI descrito en la sección anterior se aplicó sobre la señal MMGr utilizando los algoritmos LMS y RLS con un vector de pesos de 50 (0.25 segundos). En el algoritmo LMS se utilizaron valores de la constante adaptación  $\mu$  entre 0.0001 y 0.022. En el algoritmo RLS se utilizó un factor de olvido  $\lambda$  igual a 1, y una  $\delta$  entre 2 y 15000. En la Figura 5a y 5b se muestra la evolución del coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ) entre el RMS de la señal MMGf y la amplitud de la señal de ENV, para los diferentes valores de las constantes  $\mu$  y  $\delta$  utilizadas en los algoritmos LMS y RLS, respectivamente. En la Figura 5c y 5d se muestra de la misma forma la evolución del coeficiente de correlación  $r$  entre la fm de la señal MMGf y las frecuencias centrales de los filtros utilizados para

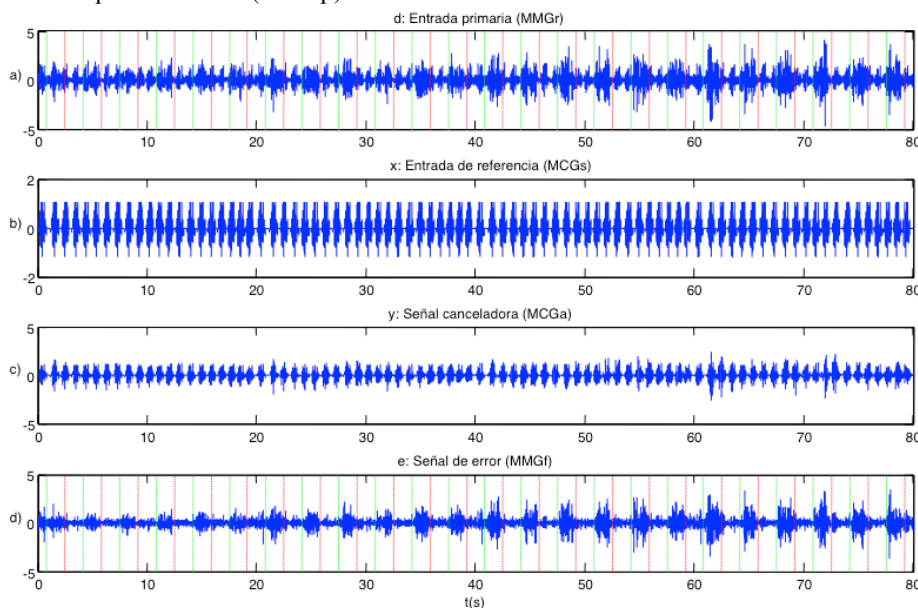
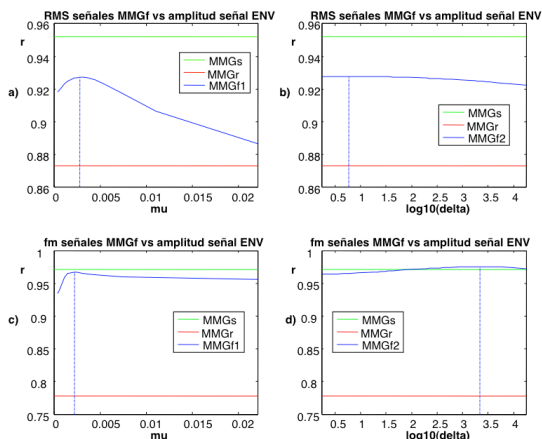
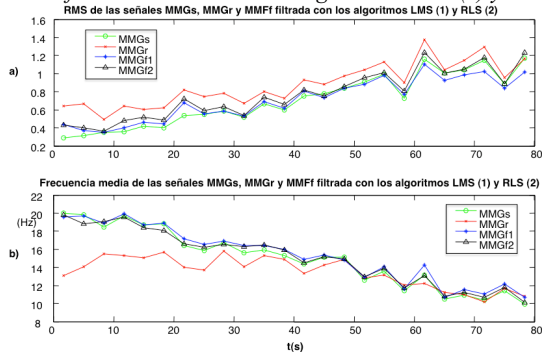


Figura 3. Entradas y salidas del cancelador adaptativo de interferencias: a) d: entrada primaria (MMGr), b) x: entrada de referencia (MCGs), c) y: salida canceladora (MCGa), d) e: salida de error o señal filtrada (MMGf)

generar la señal RND. Las curvas muestran un valor máximo para valores de  $\mu$  de 0.0028 y 0.0022, respectivamente, y un valor máximo para valores de  $\delta$  de 5.9 y 2215, respectivamente. En la Figura 6 se muestra la evolución del RMS y la fm obtenidos con las señales MMGs y MMGr, y las señales MMGf obtenidas con los algoritmos LMS y RLS utilizando valores de  $\mu$  de 0.0025 y de  $\delta$  de 1110, durante los 24 ciclos respiratorios.



**Figura 5.** Evolución del coeficiente de correlación de Pearson entre la amplitud teórica de la ENV y el RMS de la señal MMGf obtenida mediante los algoritmos LMS (a) y RLS (b), y la fm teórica de la señal RND y la fm de la señal MMGf obtenida mediante los algoritmos LMS (c) y RLS (d)



**Figura 6.** Evolución del RMS (a) y de la fm (b) durante los 24 ciclos respiratorios en las señales MMG sin ruido (MMGs), con ruido (MMGr), y con ruido filtrada utilizando el algoritmo LMS (MMGf1) y RLS (MMGf2).

#### 4. Conclusiones

En este trabajo se ha evaluado cuantitativamente el efecto que causa, sobre los parámetros RMS y fm, la adición de ruido MCG real sobre una señal MMG sintética. El coeficiente r entre el RMS de la señal de MMG y el valor teórico (amplitud de señal ENV) disminuye desde 0.95 hasta 0.87 cuando se añade el ruido, mientras que el r entre la fm de la señal de MMG y el valor teórico (fm de señal RND) disminuye desde 0.97 a 0.78. Con el método propuesto de CAI en este trabajo se ha logrado reducir considerablemente el efecto del ruido cardíaco en la amplitud y la frecuencia de los parámetros de MMG: el r de la señal filtrada fueron 0.93 y 0.97 para el RMS y fm tanto cuando se utiliza el algoritmo LMS como cuando se utiliza el algoritmo RLS. Llegamos a la conclusión de que el método presentado CAI es una técnica adecuada para atenuar la interferencia cardíaca en las señales MMGdi. Tanto el algoritmo LMS como el RLS son válidos para realizar esta atenuación, aunque se debería evaluar con más detalle el comportamiento de estos algoritmos en

señales MMGdi reales y durante respiración variable en las que la interferencia cardíaca no es estacionaria, condición en la que el algoritmo RLS debería tener mejor comportamiento.

#### Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado en parte por el Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno de España a través del proyecto TEC2010-21703-C03-01. El segundo autor ha sido financiado por una beca FI-DGR 2010 del Comissionat per a Universitats i Recerca del Departament d'Innovació, Universitats i Empresa de la Generalitat de Catalunya y el Fondo Social Europeo.

#### Referencias

- [1] Orizio C. Muscle Sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21, 1993, pp. 201–243.
- [2] Petitjean M, Maton B, Cnockaert J-C. Evaluation of human dynamic contraction by phonomyography. *J. Appl. Physiol.*, 73, 1992, pp. 2567-2573.
- [3] Smith DB, Housh TJ, Johnson GO, Evetovich TK, Ebersole KT, Perry SR. Mechanomyographic and electromyographic responses to eccentric and concentric isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Muscle & Nerve*, 21, 1998, pp. 1438-1444.
- [4] Celichowski J, Grottel K, Bichler E. Relationship between mechanomyogram signals and changes in force of human forearm flexor muscles during voluntary contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 78, 1998, pp. 283-288.
- [5] Orizio C, Baratta RV, He Zhou B, Solomonow M, Veicsteinas A. Force and surface mechanomyogram frequency responses in cat gastrocnemius. *J. Biomech.*, 33, 2000, pp. 427-433.
- [6] Stokes MJ, Dalton PA. Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. *J. Neurol. Sci.*, 101, 1991, pp.163–167.
- [7] Esposito F, Malgrati D, Veicsteinas A, Orizio C. Time and frequency domain analysis of electromyogram and soundmyogram in the elderly. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 73, 1996 pp.503–510.
- [8] Sarlabous L, Torres A, Fiz JA, Gea J, Martínez-Llorens JM, Jané R. Evaluation of the respiratory Muscular Function by means of Diaphragmatic Signals in COPD Patients. 31th Ann. Conf. IEEE-EMBS, 2009, pp: 3925-3928.
- [9] Torres A, Sarlabous L, Fiz JA, Gea J, Martínez-Llorens JM, Morera J, Jané R. 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, 2010, pp: 2493 - 2496.
- [10] Deng Y, Wolf W, Schnell R, Apple U. 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, 2000, pp. 1177-1184.
- [11] Aithocine E, Guméry PY, Meignen S, Heyer L, Lavault Y, Gottfried SB. Contribution to Structural Intensity Tool: Application to the Cancellation of ECG Interference in Diaphragmatic EMG. *Proc. 28th Annual Int. Conf. IEEE-EMBS*, 2006