

EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL DE RESPIRACIÓN A PARTIR DEL ELECTROCARDIOGRAMA

MT. Valderas, M. Vallverdú, P. Caminal

Depto. ESAIL, Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica (CREB), CIBER en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España

maite.valderas@phdemotions.com

R. Schröder, A. Voss

Universidad de Ciencias Aplicadas, Depto. Ingeniería Médica y Biotecnología, Jena, Alemania

Resumen

Las mediciones directas de la respiración producen estrés físico al paciente, ocasionando distorsiones en el registro de las señales fisiológicas. Es por este motivo que el presente estudio propone el desarrollo de dos algoritmos para la extracción de la señal de respiración de manera indirecta a partir del electrocardiograma (ECG). Dicho trabajo se plantea en base a la consideración de: (a) las variaciones del ritmo cardíaco causadas por la Arritmia Sinusal Respiratoria (ASR) y (b) la respiración derivada del ECG (RDE) obtenida de las variaciones de las amplitudes del pico R inducidas por la respiración.

El error relativo porcentual y el coeficiente de correlación, entre las tasas respiratorias extraídas del ECG y las señales de respiración registradas mediante un cinturón sensorizado alrededor de la cintura (señales de referencia), se cuantificaron estadísticamente en 18 pacientes con cardiomiopatía dilatada (CMD) y 18 sujetos sanos (NRM).

El mejor método se ha encontrado para el algoritmo basado en la RDE en la derivación ortogonal ECG_x , con un error relativo porcentual del 1.89% y un coeficiente de correlación de 0.81, entre la señal obtenida aplicando dicho método y la de referencia.

Palabras Clave: Frecuencia Respiratoria, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad del Ritmo Cardíaco, Arritmia Sinusal Respiratoria, Electrocardiograma.

1. INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud se estima que en 2012, 17.5 millones de personas, un 46.2% de todas las muertes registradas en el mundo, murieron a causa de enfermedades cardiovasculares (ECV). Se calcula que en el año 2030 morirán cerca de 22.2 millones de personas por ECV y se prevé que sigan siendo la principal causa de muerte [1]. Por esta

razón es de gran interés la investigación centrada en estudios de la predicción temprana de ECV y los cambios que causan dichas patologías en la regulación del sistema nervioso autónomo (SNA), concretamente en pacientes con alto riesgo de muerte cardíaca [2].

Está ampliamente reportado en la literatura que existe una relación significativa entre la mortalidad cardiovascular y la alteración del SNA [3]. Esto ha llevado a desarrollar y a aplicar marcadores cuantitativos de la actividad autónoma como son la variabilidad de la frecuencia cardíaca (FC), la variabilidad de la presión arterial y la sensibilidad barorrefleja en varios estudios con la finalidad de investigar las alteraciones en la actividad del SNA en pacientes con ECV [3-5]. Además existen interacciones conocidas entre el sistema cardiovascular y el respiratorio, como es la interacción causada por la respiración espontánea, que produce oscilaciones variables en la evolución de la FC y la variabilidad de la presión arterial, sincronizada con la frecuencia respiratoria (FR) [3-6]. Es por ello, que el análisis de la relación de ambos sistemas es de suma importancia para la investigación de la actuación del sistema cardiorespiratorio.

Las mediciones directas mediante espirometría o pletismografía pulmonar de la actividad respiratoria a menudo pueden ser molestas para el paciente, pudiéndole incluso producir estrés físico. Sería de gran interés poder obtener señales de la respiración indirectamente de la FC obtenida del electrocardiograma (ECG) o incluso de una pulsera inteligente (SmartBands).

El interés en estudiar la actividad respiratoria en registros ECGs es debido al hecho que la respiración influye tanto en la FC como en la morfología del latido. Por un lado, la respiración induce fluctuaciones en la FC. Durante la inspiración se observa un aumento de la FC, mientras que disminuye durante la espiración. Por otro lado, las variaciones morfológicas de cada latido son causadas

por los movimientos del tórax y los cambios asociados a la posición del corazón [7].

El objetivo de este estudio es extraer el patrón respiratorio y la FR del ECG de pacientes con cardiomiopatía dilatada (CMD). La metodología desarrollada se basa en dos enfoques: estudio de la Arritmia Sinusal Respiratoria (ASR) y estudio de la Respiración Derivada del ECG (RDE). El primer enfoque considera las modulaciones de la FC causada por la ASR, utilizando las variaciones de las duraciones de latidos consecutivos. El segundo se refiere a la inclusión de las alteraciones de las amplitudes del pico R causadas por los movimientos del tórax durante cada ciclo respiratorio.

Como señal de referencia se utiliza la respiración sincrónica al ECG, obtenida mediante un cinturón que monitoriza los cambios de volúmenes torácicos. Las señales de respiración extraídas de los ECGs serán comparadas con la señal de referencia, para la validación de los métodos.

2. METODOLOGÍA

2.1. BASE DE DATOS Y PREPROCESADO

En el presente estudio se han considerado dos grupos de sujetos: CMD, 18 pacientes con cardiomiopatía dilatada (sexo: 14 hombres y 4 mujeres, con una media de edad de 55 [37 - 74] años); NRM, 18 sujetos sanos (sexo: 7 hombres y 11 mujeres, con una media de edad de 50 [40 - 60] años) como grupo de control. Esta base de datos [8] pertenece al Hospital Universitario de Berlín y al Hospital Universitario de Jena (Alemania). El comité ético del Hospital aprobó todos los procedimientos experimentales en seres humanos y todos los sujetos firmaron un documento de consentimiento.

El diagnóstico de la CMD fue confirmado mediante angiografía y ecografía coronarias por cardiólogos expertos. Los criterios de inclusión fueron: el índice NYHA (New York Heart Association, que describe la extensión de la insuficiencia cardíaca desde I a IV) mayor o igual a II, el DVI (diámetro del ventrículo izquierdo de final de la diástole) superior a 55 mm y FE (fracción de eyección) menor o igual al 45%. Los pacientes sin ritmo sinusal, con un porcentaje de latidos ectópicos o artefactos en las series de tiempo de más de 5%, así como los pacientes con insuficiencia renal crónica, diabetes mellitus o con marcapasos permanente fueron excluidos de este estudio.

Se registraron sincrónicamente treinta minutos de tres derivaciones ortogonales (con corrección de Frank) de alta resolución del ECG con la señal respiratoria en condiciones de reposo estandarizadas

(posición supina, entorno tranquilo y a la misma hora del día). El registro ECG se obtuvo utilizando un sistema de amplificación (Porti16, Medical Systems Twente, Países Bajos), con una frecuencia de muestreo de 1600 Hz y 22 bits de resolución. De cada registro se eliminaron los 125 segundos iniciales y finales para excluir posibles perturbaciones de adquisición.

La señal respiratoria se monitorizó mediante un cinturón sensorizado alrededor de la cintura. Dado que dicha señal contenía perturbaciones en forma de ruido o artefactos causados por los movimientos espontáneos del abdomen, esta señal se filtró con un filtro de Butterworth paso banda de 0.2 a 0.4 Hz, obteniéndose la señal temporal $RESP_{REF}(t)$. Esta banda de frecuencias es apropiada para sujetos en reposo [4].

En la figura 1 están representadas las tres derivaciones de la señal electrocardiográfica (ECG_x , ECG_y y ECG_z) y la señal respiratoria de un sujeto NRM.

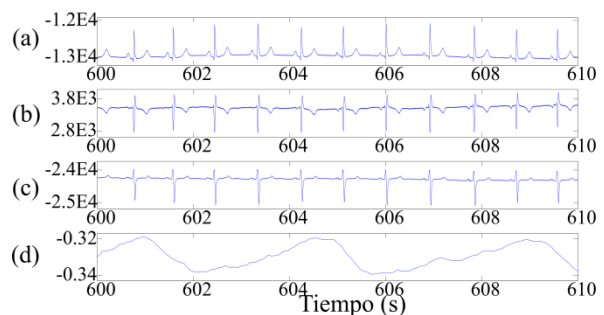


Figura 1. Tres derivaciones ortogonales del ECG (μV): (a) ECG_x , (b) ECG_y , (c) ECG_z ; y señal respiratoria de referencia (unidades arbitrarias): (d) $RESP_{REF}(t)$.

2.2. ALGORITMO BASADO EN EL ESTUDIO DE LA ASR

Este estudio contempla un sólo canal del ECG debido a que las otras derivaciones no incluyen información adicional de los periodos entre latidos consecutivos. En este caso la derivación elegida fue la ECG_x (ver figura 2).

En primer lugar se obtuvo el tacograma de la derivación ECG_x , mediante el cálculo del intervalo temporal RR, definido como la duración entre dos picos R consecutivos (1),

$$RR_i = R_{i+1} - R_i \text{ con } i = 1 \dots N-1 \quad (1)$$

donde N es el número total de latidos cardiacos del registro.

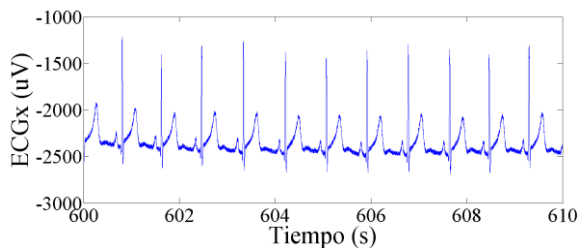


Figura 2. Derivación ortogonal ECG_x de un sujeto NRM.

Las series de intervalos RR no equidistantes se transformaron, por interpolación spline cúbica, a una serie de tiempo equidistante con una frecuencia de muestreo de 10 Hz (ver figura 3).

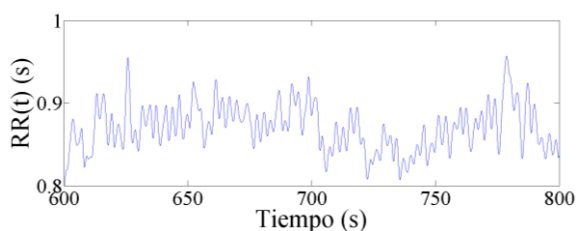


Figura 3. Serie temporal $RR(t)$ obtenida de la derivación ortogonal ECG_x de un sujeto NRM.

Para obtener las componentes de la respiración de la serie $RR(t)$, ésta es filtrada mediante dos filtros de Butterworth, un paso alto con una frecuencia de corte de 0.2 Hz, y un paso bajo con una frecuencia de corte de 0.4 Hz. Esta banda de frecuencias, entre 0.2 a 0.4 Hz, se eligió por las características de la FR, ya que las componentes más importantes en la respiración están en el rango de esta banda frecuencial [4]. En la figura 4 se muestra el espectro de frecuencias, calculado con una transformada discreta de Fourier (TDF) de la señal $RR(t)$ donde se puede observar el rango de frecuencias respiratorias.

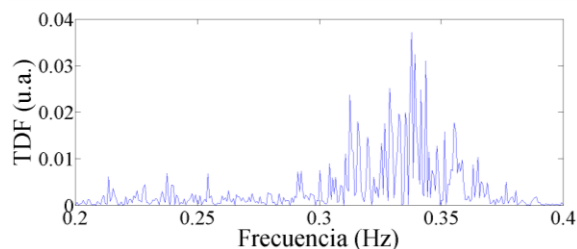


Figura 4. Espectro de frecuencias de la serie $RR(t)$ en la banda de frecuencias respiratoria de un sujeto NRM.

Las respiraciones profundas inducen variaciones elevadas del periodo entre latidos cardiacos consecutivos. Para minimizar este efecto, se substraigo la media a la serie filtrada $RR(t)$ obteniéndose la serie $RR_o(t)$. Seguidamente la serie $RR_o(t)$ se normalizó

dividiéndola por un umbral [9]. El valor de este umbral se encuentra mediante el cálculo del percentil 75% de todos los máximos locales. Esta metodología está detallada en las figuras 5 y 6.

En la figura 5(a) se presenta la señal $RR_o(t)$ sin media, enfatizando los valores máximos (rojo) y los mínimos (verde). La figura 5(b) es una ampliación del área marcada en la figura 5(a).

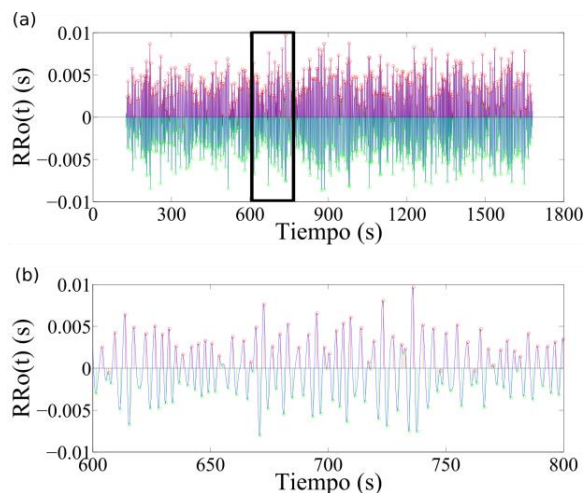


Figura 5. (a) Serie $RR_o(t)$ remarcando sus máximos (rojo) y mínimos (verde). (b) Ampliación del área marcada en (a) correspondiente a 200 segundos de la señal.

En la figura 6 se puede observar el umbral calculado por encima del cual se halla el 25% de todos los máximos locales. Todos los picos mayores a este umbral son eliminados, evitándose de esta forma el efecto de las respiraciones profundas.

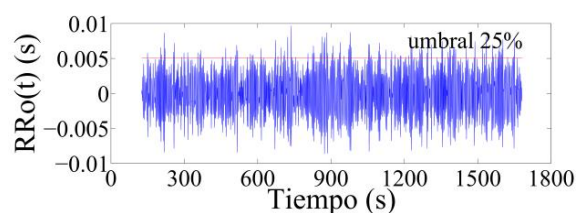


Figura 6. Serie $RR_o(t)$ indicándose el umbral del percentil 75% sobre el cual se encuentran el 25% de todos los máximos locales a eliminar.

Finalmente, el algoritmo ASR permite obtener la señal respiratoria $RESP_{ASR}(t)$ (ver figura 7) al dividir la serie $RR_o(t)$ por el umbral, tal y como se ha descrito anteriormente.

En la figura 8 se ha representado la señal $RESP_{ASR}(t)$ y la señal respiratoria de referencia $RESP_{REF}(t)$ correspondiente a un sujeto sano NRM.

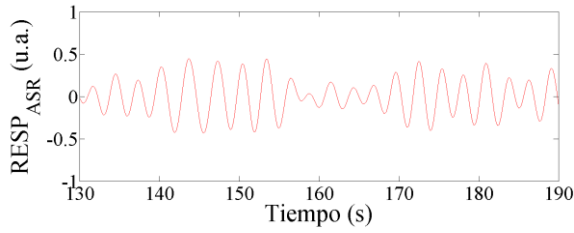


Figura 7. $RESP_{ASR}(t)$, señal respiratoria obtenida del ECG mediante el algoritmo ASR.

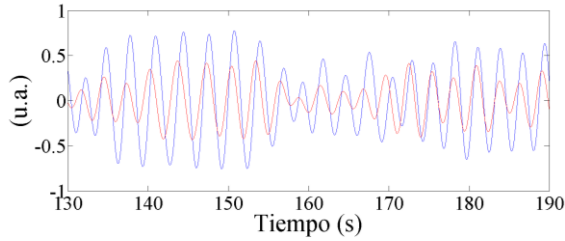


Figura 8. $RESP_{ASR}(t)$ (rojo) y $RESP_{REF}(t)$ (azul).

2.3. ALGORITMO BASADO EN EL ESTUDIO DE LA RDE

Para la metodología basada en el método RDE, se analizaron las tres derivaciones ortogonales del ECG (ECG_x , ECG_y y ECG_z), y el módulo (ECG_{xyz}) del vector de estas derivaciones ortogonales (2),

$$ECG_{xyz} = \sqrt{(ECG_x)^2 + (ECG_y)^2 + (ECG_z)^2} \quad (2)$$

El presente algoritmo consideró las series formadas por las amplitudes de los picos R, en lugar de los periodos entre latidos consecutivos, descrito en el algoritmo basado en la ASR. Para la obtención de las amplitudes del pico R, se eliminó la línea de base del ECG mediante un filtro de mediana de orden 100. Además, este filtro de mediana es un método eficaz [9] para suprimir los picos de ruido aislados. En este caso, los picos suprimidos corresponden a los picos R y S del complejo QRS (ver figura 9).

El siguiente paso fue sustraer del ECG original el ECG filtrado, obteniéndose una señal ECG sin línea de base con los picos R y S claramente visibles (ver figura 10).

Posteriormente, se obtuvieron las amplitudes A_i de los picos R_i , en función del tiempo. Para ello, los eventos que superaron un umbral del 25% del máximo global se consideraron picos R. De esta manera, se obtuvieron las amplitudes de estos picos R_i , tal y como se observa en la figura 11, en este caso para una derivación ECG_x . Finalmente, se eliminaron los latidos ectópicos mediante un filtro adaptativo [8].

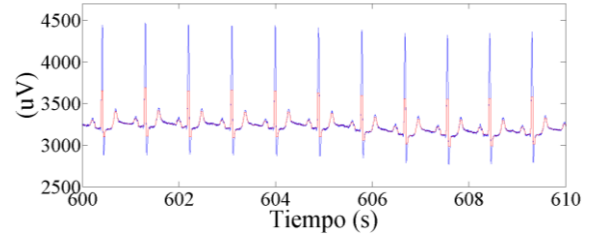


Figura 9. Señal ECG_x (azul) y señal ECG_x filtrada (rojo).

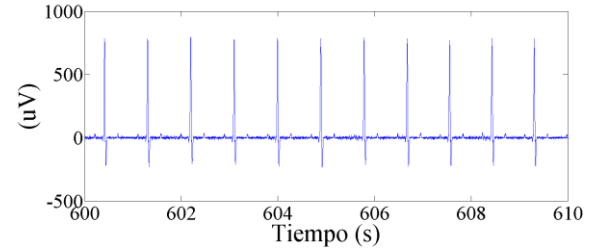


Figura 10. Señal resultante (picos R y S) de la sustracción del ECG_x y el ECG_x filtrado.

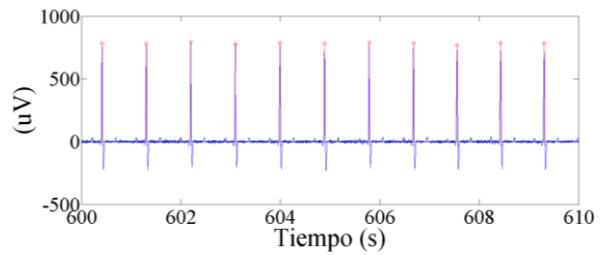


Figura 11. Detección de los picos R_i .

La serie A_i resultante fue transformada a una serie temporal equidistante $A(t)$ con una frecuencia de muestreo de 10Hz, mediante interpolación de spline cúbica. Para extraer la señal respiratoria de la serie $A(t)$, ésta fue filtrada mediante dos filtros de Butterworth (descritos en la sección 2.2). Para evitar posibles modulaciones en amplitud debidas a respiraciones profundas, la serie $A(t)$ filtrada fue normalizada por el percentil 75% de todos los máximos locales. Esta serie $A(t)$ estandarizada es la señal respiratoria $RESP_{RDE}(t)$ (ver figura 12).

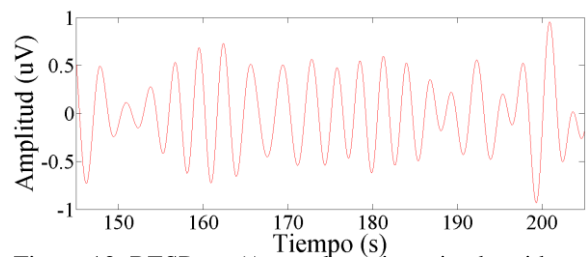


Figura 12. $RESP_{RDE}(t)$, señal respiratoria obtenida del ECG_x mediante el algoritmo RDE.

En la figura 13 está representada la señal $RESP_{RDEx}(t)$ correspondiente a la derivación ortogonal ECG_x y la señal de respiración de referencia $RESP_{REF}(t)$.

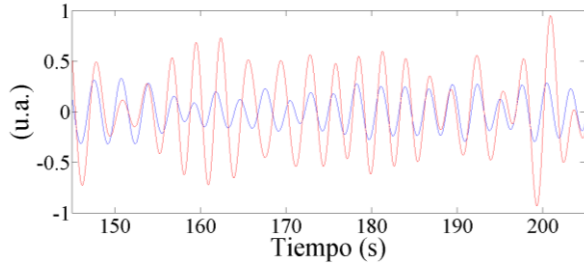


Figura 13. $RESP_{RDEx}(t)$ (rojo) y $RESP_{REF}(t)$ (azul).

3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La evaluación de la precisión de la extracción de la señal respiratoria, en cada uno de los algoritmos ASR y RDE, se realizó mediante el cálculo del error relativo porcentual (E_r) y el coeficiente de correlación (ρ) obtenido mediante el análisis de correlación cruzada entre señales. Esta metodología se aplicó a cada grupo de sujetos bajo estudio (CMD y NRM).

Para cada señal ($RESP_{ASR}$, $RESP_{RDEx}$, $RESP_{RDEy}$, $RESP_{RDEz}$, $RESP_{RDExyz}$ y $RESP_{REF}$) se calcularon los picos máximos $X_{max}(i)$, la diferencia entre cada valor máximo consecutivo y la media \bar{X} de esta serie temporal resultante, obteniéndose: \bar{X}_{ASR} , \bar{X}_{RDEx} , \bar{X}_{RDEy} , \bar{X}_{RDEz} , \bar{X}_{RDExyz} . Finalmente, se calcularon los errores Er_{ASR} y Er_{RDE} tal como expresan las ecuaciones (3) y (4), respectivamente.

$$Er_{ASR} = \frac{|\bar{X}_{REF} - \bar{X}_{ASR}|}{\bar{X}_{REF}} \cdot 100 \quad (3)$$

$$Er_{RDE_i} = \frac{|\bar{X}_{REF} - \bar{X}_{RDE_i}|}{\bar{X}_{REF}} \cdot 100 \quad (4)$$

donde $i=\{x, y, z, xyz\}$.

El coeficiente de correlación se calculó según: ρ_{ASR} , $RESP_{ASR}$ versus $RESP_{REF}$; ρ_{RDEx} , $RESP_{RDEx}$ versus $RESP_{REF}$; ρ_{RDEy} , $RESP_{RDEy}$ versus $RESP_{REF}$; ρ_{RDEz} , $RESP_{RDEz}$ versus $RESP_{REF}$; ρ_{RDExyz} , $RESP_{RDExyz}$ versus $RESP_{REF}$.

La validación de ambos algoritmos se basa en calcular las diferencias estadísticas de los errores relativos porcentuales y del coeficiente de correlación, comparando el grupo CMD con el NRM.

Para el análisis estadístico se consideró la distribución T-Student, por tratarse de una población muestral reducida. Dicho análisis se llevó a cabo mediante el programa IBM SPSS Statistics (versión

20). Se consideró un nivel de significación estadística $p < 0.05$ para la clasificación de los grupos.

4. RESULTADOS

En la tabla 1 se presentan las medias (\bar{X}_i) de las series obtenidas aplicando los algoritmos ASR y RDE, y la desviación estándar (SD_i) de la serie formada por estas diferencias, para cada grupo estudiado.

Se puede observar que para el grupo NRM, la media \bar{X}_{REF} presenta valores ligeramente mayores comparado con las medias correspondientes a los métodos aplicados, ASR y RDE. Observando el grupo CMD la tendencia es similar, donde la media del parámetro de referencia, \bar{X}_{REF} , es mayor que las medias obtenidas con los métodos propuestos. No se han observado diferencias estadísticas entre los grupo NRM y CMD con relación al parámetro \bar{X}_{REF} . En este sentido, tampoco se han encontrado diferencias estadísticas al analizar los parámetros \bar{X}_i de las señales respiratorias obtenidas por los métodos ASR y RDE.

Tabla 1. Media (\bar{X}) y desviación estándar (SD_i): señal respiratoria de referencia, REF; señal obtenida del ECG por el método ASR; señal obtenida del ECG mediante el método RDE.

Parámetros	NRM (m±std)	CMD (m±std)	p-valor
\bar{X}_{REF}	3.49±0.34	3.55±0.37	n.s.
SD_{REF}	0.46±0.18	0.54±0.16	n.s.
\bar{X}_{ASR}	3.43±0.30	3.44±0.26	n.s.
SD_{ASR}	0.52±0.15	0.61±0.12	n.s.
\bar{X}_{RDEx}	3.49±0.33	3.48±0.27	n.s.
SD_{RDEx}	0.54±0.16	0.61±0.18	n.s.
\bar{X}_{RDEy}	3.47±0.30	3.47±0.27	n.s.
SD_{RDEy}	0.55±0.15	0.62±0.14	n.s.
\bar{X}_{RDEz}	3.41±0.26	3.49±0.32	n.s.
SD_{RDEz}	0.59±0.15	0.61±0.16	n.s.
\bar{X}_{RDExyz}	3.33±0.22	3.29±0.11	n.s.
SD_{RDExyz}	0.70±0.11	0.71±0.05	n.s.

n.s. = Nivel estadísticamente no significativo

Los valores de la desviación estándar, SD_{REF} , es menor que SD_i obtenidas al aplicar los métodos planteados. Al comparar los grupos NRM y CMD, el parámetro SD_i tiende a ser menor en el grupo NRM que en el CMD, aunque las diferencias estadísticas han sido no significativas.

Basados en los resultados de la tabla 1, el cálculo de Er y ρ se presentan en las tablas 2 y 3, para los algoritmos ASR y RDE, respectivamente.

Los resultados presentados en las tablas 2 y 3 sugieren que tanto el método basado en la ASR como en la RDE pueden ser aplicados al grupo NRM como al CMD, tal como lo demuestra el nivel estadístico no significativo (n.s.), obtenido tanto para el parámetro Er como para el parámetro ρ . Sin embargo, se puede observar en el grupo CMD una tendencia de los valores Er mayor que en el grupo NRM. En cambio, el parámetro ρ presenta una tendencia de valores mayores en el grupo NRM.

El presente estudio ha permitido determinar que el menor valor de Er y el mayor valor de ρ corresponden al método basado en la RDE derivación ortogonal ECG_x . Por tanto, el método que extrae una señal de respiración a partir del ECG más correlada con la señal de respiración de referencia es el algoritmo RDE, concretamente para la derivación ortogonal ECG_x para el grupo NRM, y las derivaciones ortogonales ECG_y y ECG_z para el grupo CMD. Estas tendencias pueden explicarse a partir del comportamiento anátomo-fisiopatológico diferente entre el grupo CMD y NRM.

También se observa que el análisis del módulo ECG_{xyz} , donde se combinan las tres derivaciones ortogonales, presenta el mayor valor de Er y el menor valor de ρ .

Tabla 2. Algoritmo ASR: media (m) y desviación estándar (std) de los parámetros error relativo porcentual (Er) y coeficiente de correlación (ρ) para los grupos NRM y CMD.

Parámetros	NRM (m±std)	CMD (m±std)	p-valor
$Er_{ASR}(\%)$	1.96±1.89	4.13±3.67	n.s.
ρ_{ASR}	0.67±0.22	0.67±0.18	n.s.

n.s. = Nivel estadísticamente no significativo.

Tabla 3. Algoritmo RDE: media (m) y desviación estándar (std) de los parámetros error relativo porcentual (Er) y coeficiente de correlación (ρ) para los grupos NRM y CMD.

Parámetros	NRM (m±std)	CMD (m±std)	p-valor
$Er_{RDEx}(\%)$	1.89±1.44	4.00±4.00	n.s.
$Er_{RDEy}(\%)$	2.55±2.35	3.41±3.28	n.s.
$Er_{RDEz}(\%)$	3.62±2.65	4.84±5.92	n.s.
$Er_{RDExyz}(\%)$	8.60±5.84	8.85±5.80	n.s.
ρ_{RDEx}	0.81±0.15	0.67±0.18	n.s.
ρ_{RDEy}	0.75±0.15	0.72±0.28	n.s.
ρ_{RDEz}	0.78±0.19	0.72±0.23	n.s.
ρ_{RDExyz}	0.32±0.28	0.23±0.15	n.s.

n.s. = Nivel estadísticamente no significativo.

5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Las mediciones directas de la actividad respiratoria no siempre son adecuadas porque pueden producir estrés físico a los pacientes. Por lo que es útil obtener la señal de respiración indirectamente a partir de otras señales disponibles, como por ejemplo el ECG.

En este estudio se ha logrado extraer la señal de respiración a través del ECG mediante dos metodologías desarrolladas: estudio de la Arritmia Sinusal Respiratoria (ASR) y estudio de la Respiración Derivada del ECG (RDE).

Los mejores resultados se han encontrado para el método basado en la RDE, más concretamente en la derivación ortogonal ECG_x , obteniéndose un Er del 1.89% y un ρ de 0.81 entre la señal obtenida aplicando dicho método y la de referencia.

De forma similar, el grupo de Helfenbein, E., et al, [10] comparó diversos métodos en pacientes con patologías respiratorias. Entre los diferentes métodos aplicados se encontró una sensibilidad del 99% para el método RDE y del 79% para el ASR, en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica. Se llegó a la conclusión que estos dos métodos requieren solamente una derivación individual del ECG, incluso podrían ser combinados en algoritmos multicanal. Park S. et. al., [11] desarrollaron un método basado en la transformada de Hilbert que fue aplicado a las series RDE obtenidas de dos derivaciones registradas en un grupo de hombres sanos. Este método presentó una correlación entre la señal respiratoria y la serie RDE de 0.80, menor que el coeficiente de correlación presentado por nuestro método.

Schäfer, A. y Kratky, W., [12] obtuvieron una correlación de 0.90 al comparar la señal respiratoria de referencia con la resultante extraída mediante un "método de recuento avanzado" basado en la ASR. Sin embargo, estos investigadores comparaban un grupo de sujetos jóvenes y un grupo de sujetos mayores, permitiendo definir en mayor exactitud la FR instantánea en personas jóvenes que en mayores. Análogamente, Mirmohamadsadeghi, L., et. al. [13], encontraron un error del 8.44% en un grupo de sujetos jóvenes, y 8.88% en un grupo de personas mayores, indicando una peor detección de la señal respiratoria para este segundo grupo. Para ello aplicaron un algoritmo basado en un filtro paso banda con un oscilador multicanal ponderado. Cysarz, D., et. al. [9], también obtuvieron una correlación del 0.79 en un grupo de sujetos jóvenes y del 0.41 en un grupo de personas mayores al aplicar el método basado en la ASR. En cambio, no se observaron diferencias entre ambos grupos para el

método basado en la RDE, obteniendo para este método una correlación del 0.73.

En este sentido, en el presente trabajo se ha encontrado que la detección de la señal en el grupo control es también más exacta que en el grupo CMD. Esta observación conlleva a que hay un comportamiento similar entre el grupo CMD y el grupo de personas mayores en relación a la detección de la señal respiratoria a partir del ECG.

Los dos métodos desarrollados para extraer la respiración a partir del ECG tienen un gran potencial en numerosas aplicaciones clínicas. Es improbable que esta metodología alcance la precisión de un sensor de monitorización respiratoria. No obstante, en el presente trabajo se han obtenido errores inferiores al 2% y coeficientes de correlación superiores al 0.80, solamente con la adquisición del ECG, sin la necesidad de un equipo de monitorización respiratoria.

Finalmente, este estudio permite concluir que las técnicas de mediciones respiratorias basadas en el flujo de aire durante los cambios de volumen del cuerpo, pueden ser reemplazadas por técnicas adecuadas de procesamiento de la señal que reconstruyan la señal respiratoria a partir del ECG.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado con dos CICYTs, TEC2013-44666-R y TEC2014-60337-R. CIBER es una iniciativa de ISCIII.

Referencias

- [1] World Health Organization, (2014). Global status report on noncommunicable diseases 2014, Geneva.
- [2] American Heart Association, (2015). Statistical Fact Sheet - Populations, American Heart Association, 2015 Update.
- [3] Task Force, (1996). Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology, Heart Rate Variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *Eur Heart J*, 17(3), 354-381.
- [4] Schulz S, Adochiei F-C, Edu I-R, Schroeder R, Costin H, Bär K-J, Voss A. 2013 Cardiovascular and cardiorespiratory coupling analyses: a review. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A*, 371:20120191.
- [5] Porta, A., Marchi, A., Bari, V., Heusser, K., Tank, J., Jordan, J., Barbic, F. and Furlan, R., (2015). Conditional symbolic analysis detects nonlinear influences of respiration on cardiovascular control in humans. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 373(2034), 20140096.
- [6] Voss, A., Schulz, S., Schroeder, R., Baumert, M., Caminal, P., (2009). Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability, *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*, 367(1887), 277-296.
- [7] Leanderson, S., Laguna, P., Sörnmo, L., (2003). Estimation of the respiratory frequency using spatial information in the VCG, *Medical Engineering & Physics*, 25(6), 501-507.
- [8] Wessel, N., Voss, A., Malberg, H., Ziehm, C., Voss, H.U., Schirdewan, A., Meyerfeldt, U., Kurths, J., (2000). Nonlinear analysis of complex phenomena in cardiological data, *Herzschr Elektrophys*, 11(3), 159-173.
- [9] Cysarz, D., Zerm, R., Bettermann, H., Frühwirth, M., Moser, M., Kröz, M., (2008). Comparison of respiratory rates derived from heart rate variability, ECG amplitude, and nasal/oral airflow, *Ann Biomed Eng*, 36(12), 2085-2094.
- [10] Helfenbein, E., Firoozabadi, R., Chien, S., Carlson, E., Babaeizadeh, S., (2014). Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: A review. *Journal of Electrocardiology*, 7(6), 819-825.
- [11] Park, S. B., Noh, Y. S., Park, S. J., Yoon, H. R., (2008). An improved algorithm for respiration signal extraction from electrocardiogram measured by conductive textile electrodes using instantaneous frequency estimation. *Med Biol Eng Comput*, 46(2), 147-158.
- [12] Schäfer, A., Kratky, W., (2008). Estimation of Breathing Rate from Respiratory Sinus Arrhythmia: Comparison of Various Methods, *Ann Biomed Eng*, 36(3), 476-485.
- [13] Mirmohamadsadeghi, L., Vesin, J.M., (2014). Respiratory rate estimation from the ECG using an instantaneous frequency tracking algorithm, *Biomedical Signal Processing and Control*, 14, 66-72.