

Autoridades S.A.B.I.

Presidente

Dr. Ariel Braidot

Vicepresidente

Dra. Virginia L. Ballarin

Secretario

Dr. Juan Pablo Graffigna

Tesorero

Mg. Viviana Rotger

Vocales

Bioing. Gastón Jarem

Mg. Diego Beltramone

Vocales suplentes

Mg. Diego Sica

Bioing. Marcos Vaccani

Comisión revisora de cuentas

Mg. Bioing Ruben Acevedo

Ing Oscar Lombardero

Ing. Luis Rocha (suplente)

Presidente anterior

Ing. Ana María Echenique

Revista Arg. de Bioingeniería

Editor

Ing. Ricardo A. M. Taborda

Webmaster

Ing. Alejandro Uriz

Revista Argentina de Bioingeniería

Diciembre 2012

Volumen 18

Número 2

Pág.	Contenido
2	Mensaje del Presidente
2	Del Editor
	<i>Trabajos seleccionados</i>
3	Segmentación de imágenes de miembro inferior Marco A. López Ibarra, Ariel A. A. Braidot, Gustavo Raichholz
9	Análisis automatizado de la variabilidad de la frecuencia cardíaca: ensayos de eficacia mediante señales sintéticas José M. Gallardo, María C. Mántaras, Leonardo Nicola Siri, María S. Perrone, Esteban Rossi y Daniel Zapata
13	Desarrollo de un sistema para adquisición y procesamiento de señales de voz para fonoaudiología Alejandro J. Uriz, Pablo D. Agüero, Juan C. Tulli, Jorge Castiñeira Moreira, Esteban L. González y Graciela Moscardi
18	Desarrollo de un detector de latidos fetales en registros reales de electrocardiografía fetal Andrea M. Lucero, Raúl O. Correa, Lorena S. Correa y Eric Laciari
24	Propuesta de un nuevo diseño de biorreactor para crecimiento de tejido cartilaginoso Andrea C. Cura, Diego M. Campana y José Di Paolo
29	Sistema de análisis de la voz aplicado a fonoaudiología Pablo D. Agüero, Graciela Moscardi, Juan C. Tulli, Esteban L. González, Alejandro J. Uriz y Melisa G. Kuzman
	<i>Difusión</i>
33	Programas de Bioingeniería del Instituto Tecnológico de Buenos Aires Marcelo Risk, Marisol Yakimiuk, Jenyfeer Martínez Buitrago, y M. Laura Fernández
	<i>Novedades / Anuncios</i>
23	Informe XIV Jornadas Ing. Clínica y Tecnología Médica
35	SABI 2013
	<i>Misceláneo</i>
ct	Regionales SABI

La Revista Argentina de Bioingeniería es una publicación semestral de la Sociedad Argentina de Bioingeniería (S.A.B.I.), no está disponible para su venta al público y solo puede obtenerse mediante membresía a la Sociedad. Para instrucciones de autor y/o para mayor información, rogamos dirigirse a la regional de S.A.B.I. mas cercana cuyas direcciones y demas datos están listados en la contratapa.

Los artículos firmados se publican bajo exclusiva responsabilidad de sus autores. El material publicado se puede reproducir o citar previa autorización por escrito del editor. En todos los casos se deberá indicar su procedencia, los autores, y remitir dos ejemplares de la transcripción al editor.

Desarrollo de un detector de latidos fetales en registros reales de electrocardiografía fetal

Andrea M. Lucero, Raúl O. Correa, Lorena S. Correa y Eric Laciari
Gabinete de Tecnología Médica, Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina

Resumen— La frecuencia cardíaca fetal es una variable de vital importancia para determinar el estado de salud del feto en formación. Ésta puede ser medida actualmente mediante diversas técnicas, siendo la más común el Ultrasonido Doppler. El registro no invasivo de señales de electrocardiografía fetal (fECG) en el abdomen materno permite un monitoreo de la frecuencia cardíaca fetal y el estudio de su variabilidad. La principal desventaja de esta técnica es la interferencia de la actividad cardíaca materna en la señal obtenida, que debido a su mayor amplitud impide el análisis de la actividad cardíaca fetal por los métodos convencionales. En este trabajo se propone un método de detección de latidos fetales en señales multiderivacionales y reales de fECG. El método propuesto analiza las señales fECG en segmentos delimitados por dos complejos QRS maternos adyacentes y detecta los picos fetales en cada uno de ellos. La marca de cada latido fetal se considera un verdadero positivo si está presente en por lo menos dos derivaciones. Posteriormente, se efectúa una corrección automática de falsos negativos y falsos positivos. Por último, se soluciona el problema de la existencia de latidos fetales coincidentes con los QRS maternos y de los falsos negativos no corregidos mediante la adición de marcas virtuales, en función de la mediana de los intervalos RR. El algoritmo propuesto fue evaluado en 13 registros reales de fECG previamente analizados por 2 especialistas. Los resultados indican un valor predictivo positivo de 97,78% y una sensibilidad de 97,99% para la detección de latidos fetales. Se concluye que el detector propuesto permite el análisis de la frecuencia cardíaca tanto fetal como materna, variables que son de alta utilidad en el diagnóstico de la condición del feto y de la madre durante el embarazo.

Palabras clave— electrocardiografía fetal, complejos QRS, monitoreo no invasivo.

Abstract— Fetal heart rate (fHR) is a variable of great importance to determine fetal well-being. It can be measured with many techniques, Doppler Ultrasound being the commonest. Recording fetal electrocardiographic signals (fECG) non-invasively on the maternal abdomen allows monitoring of fHR and its variability. The major disadvantage with this technique is interference from maternal cardiac activity, which prevents the analysis of fetal cardiac activity with conventional techniques due to its major amplitude. This work proposes a method to detect fetal heartbeats on real multichannel fECG recordings. This method detects fetal peaks in segments limited by two adjacent maternal QRS complexes of each channel of fECG. A fetal heartbeat mark is considered as a true positive if it is found on at least two channels. A false negative and false positive automatic correction is performed afterwards. Finally, the problem of fetal heartbeats overlapped by maternal QRS complexes and uncorrected false negatives is solved by adding virtual marks according to the median of RR intervals. The proposed algorithm was evaluated on 13 real fECG recordings, previously analyzed by 2 experts. Results indicate 97.78% positive prediction value and 97.99% sensitivity in the detection of fetal heartbeats. This detector allows an analysis of both maternal and fetal heart rate, variables highly used in diagnosing fetal and maternal status during pregnancy.

Keywords— fetal electrocardiography, QRS complexes, non invasive monitoring

I. INTRODUCCIÓN

El análisis de la frecuencia cardíaca fetal (fHR, del inglés *fetal Heart Rate*) puede tener un rol importante en el cuidado ambulatorio del feto y de la madre en el embarazo [1]. Bajo circunstancias normales, el ritmo cardíaco es determinado por el nódulo sinusal y modulado por factores simpáticos y parasimpáticos, usualmente varía entre 120 y 160 pulsaciones por minuto (PPM). Mediante el análisis de la fHR y de la variabilidad de la misma, se puede evaluar la vitalidad del Feto. Asimismo, también detectar a tiempo taquicardias, malformaciones, hipoxia y acidosis metabólica, entre otras patologías. [2].

Durante el embarazo, la fHR se monitorea mayormente utilizando la técnica de Ultrasonido Doppler (UD). Esta

técnica es imprecisa, provee un valor predictivo positivo bajo y sólo es confiable cuando la condición del feto es claramente buena o notoriamente mala [3]. Además, no se ha probado que el uso extensivo de esta técnica para el monitoreo de la fHR sea absolutamente inofensivo para el feto [4]. Por otro lado, si se utiliza un monitor doppler fetal, el protocolo exige que se debe aplicar el transductor sólo si se está seguro que el feto está vivo. En algunas ocasiones, el trazado obtenido con UD puede ser 100% maternal, ya que a veces la frecuencia cardíaca materna (mHR) se duplica porque el software de análisis del monitor cuenta sístole y diástole como dos latidos separados. Por esto, al usar este tipo de aparatos se debe adquirir la mHR simultáneamente para identificar y diferenciar la fHR de la mHR [1].

Otro método para determinar la fHR es mediante la electrocardiografía fetal (fECG). Esta es una técnica no invasiva que permite el registro de la actividad cardíaca fetal mediante un conjunto de electrodos superficiales colocados en el abdomen de la madre embarazada. Con esta

Dirección de contacto:

Andrea M. Lucero, Gabinete de Tecnología Médica, Facultad de Ingeniería – UNSJ, Avenida Libertador 1109 (O), Capital, San Juan; CP: J5400; Teléfono 0264-4211700 - ext. 313/ Fax: 0264-4200281, andreamlucero@gmail.com

técnica se puede monitorear la fHR y fECG durante el embarazo. Así, se puede observar si el feto presenta sufrimiento, si aparecen problemas de salud críticos, como disfunción cardíaca o asfixia. Este método no presenta riesgos potenciales y aumenta la comodidad de la madre y el feto [5]. La ventaja de utilizar el fECG para medir la fHR y su variabilidad es que se pueden detectar eventos individuales, algo que no es posible de realizar con la técnica de UD, permitiendo la identificación, además, de latidos ectópicos.

El principal inconveniente de la fECG es la fuerte interferencia de la actividad eléctrica cardíaca de la madre en las señales abdominales registradas. Debido a su mayor amplitud, el electrocardiograma materno (mECG) dificulta seriamente la identificación de los latidos fetales en las señales de fECG. Para superar este inconveniente, se han propuesto en la bibliografía numerosas técnicas de separación del fECG del mECG, pudiendo a través de las mismas, hacer un estudio posterior de la fHR y la mHR. En un trabajo precursor, Ferrara y Widrow propusieron el uso de un filtrado adaptativo para atenuar la interferencia del mECG en los registros de fECG [6]. Peters *et al* desarrollaron un algoritmo basado en correlación cruzada que permite el cálculo de la fHR y para validarlo utilizaron una señal ECG adquirida en forma invasiva, a la que le añadieron ruido en forma computacional [7]. Camps *et al* incluyeron una red neuronal tipo FIR a la técnica adaptativa de cancelación de ruido y lo probaron en unos pocos registros reales y evaluaron su robustez utilizando registros con derivaciones múltiples [8]. Reaz *et al* también trabajaron con redes neuronales, tipo ADALINE (del inglés *Adaptive Linear Network*), aunque no especifican si utilizaron señales simuladas o reales en la etapa de validación [9]. Matonia *et al* analizaron el problema de coincidencia de los complejos QRS maternos y fetales, pero solo utilizaron registros simulados [10]. Guerrero-Martínez *et al* desarrollaron un algoritmo basado en SNEO (*Smoothed Nonlinear Energy Operator*) para detectar las ondas R fetales y para su validación utilizaron registros reales obtenidos entre las semanas 22 y 40 de gestación. Además, este detector se evaluó en un canal de fECG, obteniéndose una sensibilidad del 88.83% y un valor predictivo positivo del 91.32% [11].

En el presente trabajo se propone un algoritmo de detección de latidos fetales en registros abdominales multicanales de fECG, que brinda información sobre la frecuencia cardíaca media del feto y la variabilidad de la misma. Adicionalmente, el enfoque utilizado en el desarrollo de esta técnica permite detectar los latidos cardíacos maternos en los registros de mECG. Los algoritmos propuestos en este trabajo han sido validados en registros reales de fECG y mECG, provenientes de una base de datos de libre acceso. Esto lo diferencia de otros trabajos que para la validación utilizan señales simuladas, ya sea mediante modelado o mediante la adición de ruido a una señal de ECG fetal obtenida de forma invasiva con un electrodo en el cuero cabelludo.

II. MATERIALES

En este trabajo se utilizaron 13 registros reales provenientes de la base de datos *Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database* del portal web *Physionet* [12]. Esta base de datos contiene 55 registros multicanales no invasivos de fECG y mECG, adquiridos en una mujer

embarazada, entre las 21 a 40 semanas de gestación. Los registros tienen duración variable, y fueron tomados semanalmente (dos o más registros fueron adquiridos en algunas semanas). Aquellos registros comprendidos entre las semanas 26 y 32 fueron excluidos en este estudio, debido a que el crecimiento de la *vernix caseosa* (capa que crece durante este intervalo de tiempo que a menudo puede aislar eléctricamente al feto) que dificulta mucho el registro del fECG. Ésta capa se disuelve durante la semana 37 a 38 de embarazo [13].

Los registros constan de 2 señales torácicas de mECG y 3 o 4 señales abdominales de fECG, adquiridos con electrodos descartables de Ag-AgCl. El posicionamiento de los mismos en la zona abdominal depende del período de gestación y se fue modificando con el fin de optimizar la Relación Señal Ruido (RSR). La Fig. 1 ilustra una de las configuraciones utilizadas para la adquisición. Las señales de mECG se adquirieron en el pecho de la madre, a la altura de los hombros. El amplificador analógico utilizado es de la firma austriaca Guger Technologies, que incluye un filtro ranura de 50 Hz activado. Se utilizó un filtro pasabanda de 0.01Hz-100Hz. Las señales fueron digitalizadas a una frecuencia de muestreo de 1 KHz. La resolución del conversor A/D es de 16 bits.

III. MÉTODOS

Un diagrama de bloques del algoritmo propuesto se ilustra en la Fig. 2.



Figura 1: Disposición de los electrodos para la adquisición de las señales abdominales de fECG.

A. Preprocesamiento

En primer lugar se aplicó a las señales un filtro pasabanda tipo Butterworth de segundo orden en forma bidireccional, con frecuencia de corte inferior de 0.5 Hz y frecuencia de corte superior de 80 Hz. Luego, se aplicó un filtro de media móvil de 4 puntos para suavizar la señal.

Tanto las señales torácicas de mECG como las abdominales de fECG presentan una deriva de la línea de base. En las primeras se debe al movimiento de los electrodos y al cambio de impedancia del tórax debido a los movimientos respiratorios. En el caso de las señales de fECG, el factor más importante es el movimiento del feto dentro del abdomen materno, el que ocasiona una importante fuente de ruido electrofisiológico.

En la atenuación de la deriva de línea de base se utilizaron dos filtros de media móvil. Uno de ellos con una ventana de 200 ms de ancho con el que se atenuaron los complejos QRS y el segundo de 600 ms, con el que se atenuaron las ondas P y T, obteniendo así la línea de base

de la señal ECG. Luego, ésta señal de línea de base es sustraída a la señal ECG original [14].



Figura 2: Diagrama de bloques del algoritmo propuesto.

B. Detección de QRS maternos

Para la detección de los latidos maternos se utilizó el algoritmo desarrollado por Pan y Tompkins [15] y se aplicó en los canales correspondientes a las señales torácicas de mECG.

Este método se basa en la detección de los complejos QRS para localizar los ciclos cardíacos. Esto se debe a que el complejo QRS es el conjunto de ondas con mayor RSR de la señal ECG y, además, porque tiene un espectro de mayor frecuencia que las ondas P y T. Las ventajas que presenta este método son: alta sensibilidad y valor predictivo positivo, sencillez de implementación y elevada robustez al ruido. Posteriormente, los picos de las ondas R fueron determinados mediante una ventana de 100 ms centrada en la marca obtenida por el detector. Estas marcas

son utilizadas posteriormente en la etapa de detección de picos fetales.

C. Detección de latidos fetales

En la detección de latidos fetales se utilizaron los canales correspondientes a señales abdominales de fECG. Para ello, primero se divide la señal en segmentos delimitados por los picos correspondientes a las ondas R maternas. Luego, se suprime una ventana de 80 ms centrada en la marca obtenida por el detector de QRS maternos, para no tenerla en cuenta en el análisis posterior. Después, se aplican las siguientes etapas de procesamiento segmento a segmento, en cada uno de los canales abdominales. Estas etapas se describen a continuación:

1. *Eliminación de las ondas P y T maternas:* en el análisis segmento a segmento se consideran las ondas P y T maternas como deriva de línea de base. Ambas pueden introducir errores en la etapa de detección de picos fetales, por lo tanto son eliminadas. Para ello, se filtra el segmento con un filtro de media móvil de 40 ms y, posteriormente, la línea de base obtenida es sustraída del segmento original. El resultado puede visualizarse en la Fig. 3.

2. *Detección de picos fetales:* en esta etapa se utiliza el método de Pan y Tompkins [15] nuevamente, pero con algunos parámetros modificados, de manera que se adapten a la longitud temporal y la amplitud de los QRS fetales. En la etapa de filtrado pasabanda se modificaron las frecuencias de corte inferior y superior a 3 Hz y 25 Hz, respectivamente. La etapa derivativa utiliza en este caso un filtro derivador de 13 puntos. La última modificación introducida es en la etapa de media móvil, donde se utilizó un filtro de media móvil de longitud de 35 ms. Este algoritmo se aplica con un umbral de detección alto (80% de la amplitud máxima de la señal). Este procedimiento se realiza en cada canal abdominal por separado, obteniéndose marcas fiduciales para cada uno de ellos, como se puede ver en la Fig. 4. Luego, para realizar las primeras marcas fiduciales globales o verdaderos positivos, se adoptó como criterio la coincidencia de latidos detectados en por lo menos dos canales abdominales, con un margen de desplazamiento de 10 ms entre las mismas.

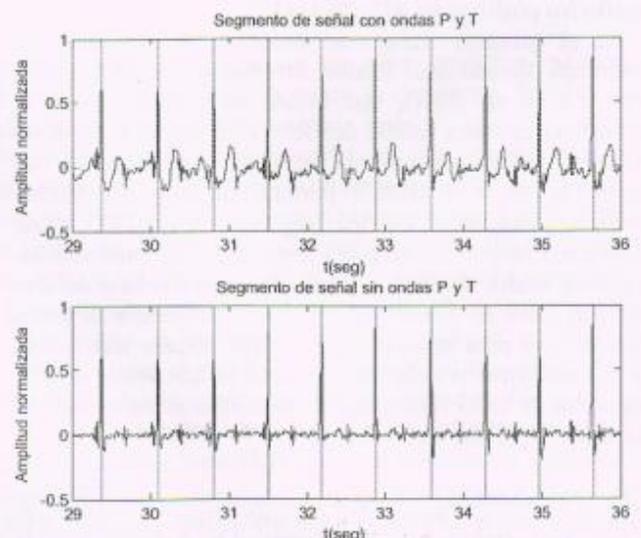


Figura 3: Segmento de señal abdominal con ondas P y T maternas presentes (superior) y resultado del filtrado de las mismas segmento a segmento (inferior). La señal fue normalizada en amplitud para una mejor visualización.

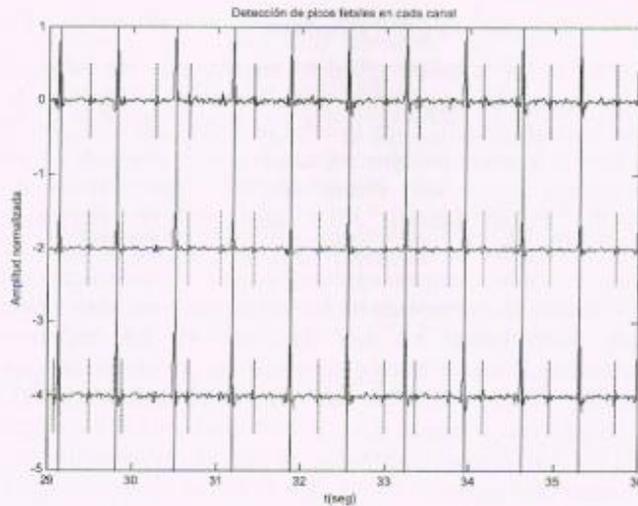


Figura 4: Porción de 3 canales abdominales de un registro con marcas fiduciales fetales en cada canal. Las líneas punteadas corresponden a los QRS maternos. La señal fue normalizada en amplitud para una mejor visualización.

D. Corrección de errores de detección

El algoritmo puede producir algunas anotaciones fetales incorrectas debido a errores en la etapa detección. Estos errores pueden ser de dos tipos: a) Falso Negativo (FN): cuando un latido real del feto no es detectado debido a baja amplitud del mismo o por enmascaramiento por el ruido, o b) Falso Positivo (FP): cuando un latido fetal inexistente es detectado debido al ruido o al residuo de una onda T de gran amplitud. El procedimiento para la corrección de los mismos es el siguiente:

1.- Corrección de falsos negativos: en esta etapa se elige la señal cuya energía promedio entre segmentos sea mayor, para poder detectar aquellos latidos que en la etapa anterior no fueron considerados. Posteriormente, a partir de las primeras marcas fiduciales generadas, se calcula la serie de intervalos RR. Después, se buscan los intervalos que superan los 550 ms (correspondiente a una frecuencia cardíaca instantánea menor a aproximadamente 110 PPM) y se les aplica nuevamente el detector. El umbral utilizado en esta segunda detección es la mitad del que se aplicó en la etapa anterior (40%). Por último, las nuevas marcas fiduciales encontradas se agregan a las globales.

La importancia de esta etapa radica en que mejora la detección cuando las señales fetales de la mayoría de los canales no tienen la suficiente energía, lo que implica latidos fetales muy débiles, que difícilmente pueden visualizarse y que provocan errores en la etapa de detección.

2.- Corrección de falsos positivos: en esta etapa se elige nuevamente la señal cuya energía promedio entre segmentos sea mayor. Los falsos positivos pueden provenir de la primera etapa de detección (PED) o de la etapa de corrección de falsos negativos (ECFN). A partir de las marcas fiduciales globales obtenidas, se calcula nuevamente la serie de intervalos RR y se analizan los segmentos que contienen intervalos RR menores a 300 ms (correspondiente a una frecuencia cardíaca instantánea mayor a aproximadamente 200 PPM). Para definir los segmentos a corregir se busca la marca fiducial materna inmediatamente anterior así como la inmediatamente posterior, lo que permite que el estudio incluya tanto intervalos RR comprendidos dentro de un solo segmento

como aquellos que estén comprendidos en dos segmentos contiguos. En primer lugar se trabaja considerando las anotaciones provenientes de la PED: a) Si en dicho/s segmento/s existe más de una marca (criterio adoptado por simplicidad, ya que la frecuencia cardíaca fetal es aproximadamente el doble de la materna), se adoptan como marcas globales finales las anotaciones originales de la PED. b) Si existe sólo una o ninguna, se toman las anotaciones globales provenientes de la ECFN y para cada una de ellas se construye una ventana de 40 ms, centrada en dicha marca, y se busca la posición del mínimo, correspondiente al latido fetal. Nuevamente, se toma una ventana de 40 ms, centrada en dicho mínimo y se calcula la energía de la misma. Esto se realiza para corregir posibles desviaciones entre la ubicación de la marca y del mínimo. c) Si existe sólo una anotación de la PED, se toman como marcas finales dicha anotación y aquella marca de la ECFN corregida en el paso anterior que tiene mayor energía, siempre que la diferencia entre ambas supere los 300 ms, caso contrario se tomará únicamente la anotación de la PED. d) Si no existen anotaciones de la PED, se busca además de la marca de la ECFN corregida que tiene mayor energía, la marca que tenga el segundo nivel máximo de energía y si la diferencia entre ambas supera los 300 ms ambas son agregadas al conjunto de marcas finales, en caso contrario sólo se toma la marca de la ECFN que tiene mayor energía.

3. Adición de marcas virtuales: se agrega esta etapa por dos motivos: a) La existencia de latidos fetales coincidentes con los QRS maternos, los cuales no han sido considerados en todo el procedimiento anterior y b) La existencia de falsos negativos que durante todo el procedimiento no han sido corregidos. Se las denomina virtuales debido a que no son marcas detectadas en la señal fECG, sino que son estimadas a partir de la serie RR de dicha señal. Para ello, en primer lugar, se calcula la mediana de los intervalos RR (mRR). Luego se divide cada intervalo RR por la mRR y se redondea el resultado (Res). Si Res es mayor que uno, significa que existe uno o más latidos fetales que no han sido marcados.

La cantidad de marcas virtuales a agregar es igual a Res-1, las cuales se ubican de manera de dividir dicho segmento RR en partes iguales. El resultado final puede visualizarse en la Fig. 5.

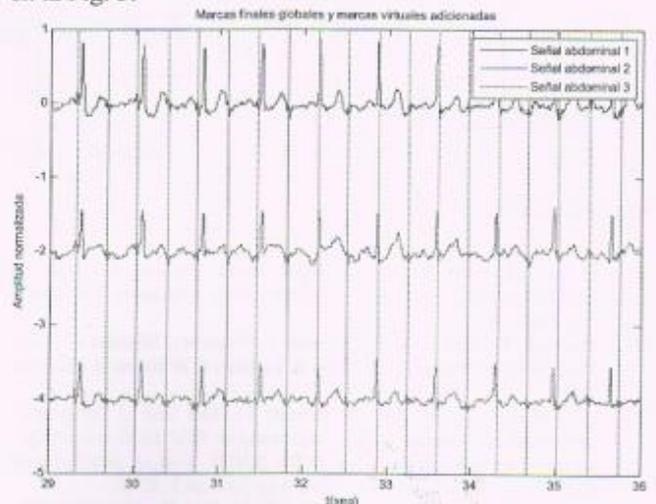


Figura 5: Porción de 3 canales abdominales de un registro con marcas fiduciales fetales globales reales (líneas completas) y virtuales (líneas punteadas). La señal fue normalizada en amplitud para una mejor visualización.

IV. RESULTADOS

El algoritmo de detección de latidos fetales fue probado y validado en 13 registros elegidos aleatoriamente de la base de datos detallada en la Sección II. Luego, se calcularon dos tipos de parámetros estadísticos para analizar el desempeño del mismo: los que se obtienen a partir cantidad de latidos detectados, como la sensibilidad y el valor predictivo positivo y los que evalúan el error de posicionamiento de los mismos, como el desvío estándar de las marcas. Además, se calculó el porcentaje de marcas virtuales colocadas por el algoritmo en cada registro fECG.

En la etapa de validación dos revisores marcaron manualmente la posición de las ondas R fetales en 7 registros escogidos al azar, tomando segmentos de 35 segundos para cada uno.

Luego se compararon estas marcas de referencia con las obtenidas por el detector. De esta manera, se obtuvo una *sensibilidad de 97,99%* y un *valor predictivo positivo de 97,78%* para los registros analizados. Los valores de los parámetros de desempeño se resumen en las Tablas 1 y 2.

TABLA 1

RESULTADOS DEL DETECTOR DE LATIDOS FETALES. FP: FALSOS POSITIVOS. FN: FALSOS NEGATIVOS. VP: VERDADEROS POSITIVOS. SE: SENSIBILIDAD (%). VPP: VALOR PREDICTIVO POSITIVO (%). ERR: TASA DE ERROR (%).

LATIDOS	357
FP	4
FN	67
VP	58
VP	344
MARCAS VIRTUALES (%)	9
SE (%)	30,0
	8
SE (%)	97,9
	9
VPP (%)	97,7
	8
ERR (%)	4,23

TABLA 2

ANÁLISIS DEL ERROR DE POSICIÓN DEL DETECTOR COMPARADO CON CADA REVISOR Y ENTRE REVISORES. MPE Y SPE: MEDIA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DEL ERROR DE POSICIÓN.

	DET VS REV 1	DET VS REV 2	INTERR EV
MPE [MS]	12,28	12,74	9,76
SPE [MS]	20,26	20,42	18,40

REFERENCIAS

- [1] Murray, Michelle; Huelsmann, Gayle; Romo, Patricia. *Essentials of fetal monitoring*, 3rd Edition. New York: Springer Publishing Company, 2007.
- [2] Freeman, Roger K.; Garite, Thomas J.; Nageotte, Michael P. *Fetal Heart Rate Monitoring*, 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [3] R. Vullings, C. Peters, M. Mischi, G. Oei and J. Bergmans. "Maternal ECG removal from non-invasive fetal ECG recordings" en *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*. New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006.
- [4] Mariano Ruffo, Mario Cesarelli, Craig Jin, Gaetano Gargiulo, Alistair McEwan, Colin Sullivan, Paolo Bifulco, Maria Romano, Richard W. Shephard, and André van Schaik. Non-Invasive Foetal Monitoring with Combined ECG - PCG System en *Biomedical Engineering Trends in Electronics, Communications and Software*.

V. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En la bibliografía pueden encontrarse un número importante de algoritmos para separar o atenuar la componente de mECG en la señal de fECG. No obstante, la mayoría de estos trabajos utilizan registros simulados y su eficiencia no ha sido demostrada en registros reales de fECG. Estos últimos están afectados de diferentes artefactos introducidos por el movimiento del feto en el vientre, ruido electromiográfico materno, movimiento de los electrodos, saturación de los amplificadores, entre otros que normalmente no son incluidos en los registros simulados. En este trabajo se desarrolló un algoritmo que permite detectar latidos fetales en registros reales de fECG. El algoritmo propuesto detecta los complejos QRS del feto sin atenuar la señal interferente de mECG. Adicionalmente, el algoritmo proporciona las marcas de los complejos QRS de la madre.

El algoritmo desarrollado fue evaluado en 13 registros reales de fECG. Los resultados obtenidos en este trabajo presentan un alto valor de sensibilidad ($Se=97,99\%$) y de valor predictivo positivo ($VPP=97,78\%$). En la tabla 2 se observa que las discrepancias entre las marcas dadas por el detector y cada revisor es alrededor de $12,5 \pm 20,3$ ms que es muy poco mayor al las diferencias entre los revisores entre sí, de $9,8 \pm 18,4$ ms. Por otra parte, la magnitud de estas desviaciones introduce un error de aproximadamente un latido en el cálculo de la fHR instantánea. Con estos resultados podemos decir que esta técnica es una herramienta útil en el diagnóstico de anomalías en el ritmo cardíaco fetal.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica (PICT-O-UNSJ 2009-0027) y por la Universidad Nacional de San Juan (CICITCA I972). Los autores agradecen especialmente al Dr. Marcelino Martínez Sober, de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería, Universitat de València por proveer los registros de electrocardiografía fetal usados en este trabajo y por brindar información adicional acerca de la adquisición de estos registros.

Edited by Anthony N. Laskovski. Publisher: InTech. January 08, 2011.

- [5] G. M. Ungureanu, I. Gussi, W. Wolf, D. Taralunga, S Pasca and R. Strungaru. "Prenatal Telemedicine - Advances in Fetal Monitoring", en *Advances in Telemedicine: Applications in Various Medical Disciplines and Geographical Regions*, pp. 97-120. March, 2011.
- [6] E. R. Ferrara and B. Widrow, "Fetal electrocardiogram enhancement by time-sequenced adaptive filtering", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 29, 458-460 (1982).
- [7] Chris Peters, Rik Vullings, Jan Bergmans, Guid Oei, Pieter Wijn. "Heart Rate Detection in Low Amplitude Non-Invasive Fetal ECG Recordings" en *Proceedings of the 28th IEEE. EMBS Annual International Conference*. New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006.
- [8] G. Camps, M. Martínez, E. Soria. "Fetal ECG Extraction using an FIR Neural Network". Grup de Processament Digital de Senyals, Dpt. Enginyeria Electrònica, Facultat de Física. Universitat de València, Spain.

- [9] Mamun Bin Ibne Reaz, Lee Sze Wei. "An Approach of Neural Network Based Fetal ECG Extraction" en *Proceedings of International Conference on Intelligent Sensing and Information Processing, ICISIP 2004*, pp. 321-324.
- [10] Adam Matonia, Janusz Jezewski, Tomasz Kupka, Krzysztof Horoba, Janusz Wrobel, Adam Gacek. "The influence of coincidence of fetal and maternal QRS complexes on fetal heart rate reliability" en *Med Biol Eng Comput* (2006) 44: 393-403.
- [11] JF Guerrero-Martínez, M Martínez-Sober, M Bataller-Mompean, JR Magdalena-Benedito. "New Algorithm for Fetal QRS Detection in Surface Abdominal Records". Universidad de Valencia, Valencia, Spain.
- [12] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000.
- [13] Sameni, Reza y Clifford, Gari. A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions. Correa, Lorena S.; Laciari, Eric; Torres, Abel; Jané, Raimon; "Performance evaluation of three methods for respiratory signal estimation from the electrocardiogram" en *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, August 20-24, 2008.
- [14] Pan, Jiapu; Tompkins, Willis J.; "A Real-Time QRS Detection Algorithm" en *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.BME-32, no.3, pp.230-236, March 1985.

Informe sobre las XIV Jornadas Internacionales de Ing. Clínica y Tecnología Médica

Paraná, 22 al 24 de agosto 2012

Del 21 al 23 de agosto de 2012 se realizó en Paraná, Entre Ríos, la XIV Edición de las "XIV Jornadas de Ingeniería Clínica y Tecnología Médica", organizadas por el Grupo de Estudios en Ingeniería Clínica (GEIC) de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos.

El encuentro contó con 168 participantes, entre profesionales y técnicos de empresas de equipamiento médico e instituciones de salud; sumados a docentes y estudiantes de grado y posgrado de carreras afines a la Bioingeniería.

Se desarrollaron 33 presentaciones orales entre trabajos científicos, experiencias profesionales y conferencias magistrales; y 3 sesiones de posters que aglutinaron a una veintena de trabajos presentados bajo esa modalidad.

Conocimiento científico y tecnológico, sumado a la experiencia de los participantes provenientes de 5 países latinoamericanos, hicieron de las sesiones formales como así también de los "coffee break" interesantes instancias de debate e intercambio.

Importante fue la participación de la industria: la firma Adox, el grupo de empresas Promex: Allison, E&M, Cardiotecnica, SYSTEL, Pettinari, MDV y empresas locales como GESTEC brindaron el apoyo económico al evento, presentaron stands, realizaron presentaciones, demostraciones y contactos comerciales con los asistentes al evento.

Las sociedades científicas y profesionales también fueron protagonistas: SABI como entidad coorganizadora, la Asociación Peruana de Bioingeniería, la Cámara de Equipamiento Hospitalario de Fabricación Argentina, el Comité Argentino de Mantenimiento y los colegios profesionales de Capital Federal y Entre Ríos prestaron su apoyo.

Los organizadores agradecen a todos los participantes de esta nueva edición e invitan a la comunidad de la SABI a visitar el sitio web www.ingclinica.org.ar donde se publican on-line las Actas de Ingeniería Clínica y Tecnología Médica que incluyen textos completos y presentaciones de los trabajos que fueron puestos a consideración del público durante las jornadas.

Si interesan fotos y demás, se pueden ver en facebook: <http://www.facebook.com/GEIC.FIUNER>

José Luis Ciani
 Coordinación General
 Grupo de Estudios en Ingeniería Clínica Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de Entre Ríos
www.geic.org.ar
 Ruta Prov. 11 Km. 10 –
 Oro Verde - Parana - Entre Rios - Argentina
 Tel 54 343 4975077 / 078 int 112
 Cel Arg 0343 154 643688
 Cel Ext 54 9 343 4643688