

Generación de señales simuladas de ECG abdominal a partir de un modelo abdominal 3D

Jaime Corona-Fraga ^{1,2, Ψ}, Jatziri Gaitán-González ², Ronald Arias-Ortega ^{1,2}, Ramón González-Camarena²

¹ Posgrado en Ingeniería Biomédica, Departamento de Ingeniería Eléctrica

² Laboratorio de Fisiología Humana, Departamento de Ciencias de la Salud
Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa. México D.F., México

Recibido 15 de noviembre de 2011. Aceptado 12 de mayo de 2012

GENERATION OF SYNTHETIC ABDOMINAL ECG SIGNALS FROM AN ABDOMINAL 3D MODEL

Resumen —El electrocardiograma abdominal es una técnica de monitoreo promisorio para la vigilancia en el periodo prenatal, ya que presenta facilidad de adquisición y permite la supervisión materna y fetal simultáneamente. La separación de estas señales es complicada y no existe una forma estandarizada de evaluar la efectividad de algoritmos reportados en la literatura. Basados en un modelo de dipolo propagado en el abdomen materno tridimensional, el presente trabajo propone la implementación de un sistema de generación de señales de ECG abdominal, con características controlables de simulación de condiciones reales: interferencias, variabilidad de periodos cardiacos, número de canales, ubicación de electrodos y posición fetal. Con el sistema desarrollado se generaron 50 señales sintéticas de prueba que mostraron una correlación de 0,99 con respecto a valores esperados en la relación señal-interferencia, sin diferencias significativas en la regresión ($p > 0.05$); mientras que el coeficiente de correlación para la relación señal a ruido fue de 0.87 con diferencias significativas en la regresión por debajo de los -20 dB ($p < 0.05$). En conclusión, el sistema propuesto proporciona señales de ECG abdominal con condiciones similares a las de señales reales, lo cual facilita la adecuada evaluación de algoritmos de separación de ECG materno y fetal a partir del ECG abdominal.

Palabras clave — Base de datos, ECG abdominal, ECG fetal, generador de señales sintéticas, herramienta de evaluación.

Abstract —Abdominal ECG is one of the most promising monitoring techniques for fetal surveillance in the antenatal period, as it presents easy availability and allows the maternal and fetal monitoring simultaneously. However, separation of these signals is complicated and there is no standardized way to evaluate the effectiveness of separation algorithms reported in the literature. Based on the dipole model spread through the three-dimensional maternal abdomen, this paper proposes the implementation of a system for the generation of abdominal ECG signals with controllable characteristics simulating real conditions by interference, heart period variability, number of channels, electrodes location and fetal position. Using the developed system, 50 synthetic test signals were generated and compared with desired values. Results showed a correlation of 0.99 with respect to expected values in the signal interference ratio, with no significant differences in the regression ($p > 0.05$); while the correlation coefficient was 0.87 for the signal to noise ratio, with significant differences below -20 dB ($p < 0.05$) in the regression. In conclusion, the proposed system provides abdominal ECG signals showing similar conditions to those of real signals, and comprises a tool that ensures proper evaluation of separation algorithms of maternal and fetal ECG from abdominal ECG.

Keywords—Abdominal ECG, database, evaluation tool, fetal ECG, synthetic signal generator.

I. INTRODUCCIÓN

El monitoreo electrónico fetal (MEF), es una alternativa para dar seguimiento al embarazo durante el periodo prenatal [1]. En este sentido, una de las herramientas de mayor utilidad para realizar el MEF es el electrocardiograma abdominal (ECGA) [2], la cual aporta información relevante sobre la función cardíaca del feto. Más aún, el ECGA tiene la ventaja de ser una señal relativamente fácil de adquirir, con una relación señal a ruido (RSR) manejable, y con posibilidad de adquirirla y procesarla en plataformas portátiles independientes [3].

En general, el ECG puede ser representado por una red de dipolo equivalente de corriente situada en un punto que llamamos el centro eléctrico del corazón. A partir de este centro, el dipolo se propaga en el medio torácico, considerado éste como un volumen conductor. Los potenciales eléctricos derivados de esta actividad son detectados mediante la colocación de electrodos en la superficie del cuerpo, donde cada colocación o derivación va a producir una forma de onda distinta en el registro. Los dipolos y su propagación pueden considerarse como una carga resistiva equivalente del generador cardíaco, por lo que hay una atenuación del campo conforme aumenta la distancia a la fuente [4].

El caso del ECGA es una particularidad del modelo del dipolo, porque de manera simultánea se presentan dos dipolos diferenciados; el materno y el fetal. Es decir, el ECGA obtenido de una mujer embarazada estaría conformado al menos por la contribución de ECG materno (ECGM) y por la contribución de ECG fetal (ECGF). Sin embargo, al ECGA se agregan otras señales de interferencia o ruido [2]. De esta manera, aun bajo condiciones óptimas, el contenido de la señal de ECGA presenta ciertas características que dificultan su análisis y procesamiento, las cuales se enumeran a continuación: 1) coincidencia temporal y espectral entre los complejos maternos y fetales; 2) señal materna de mayor amplitud a la fetal; 3) el complejo QRS fetal tiene menor duración que el complejo QRS materno; 4) morfología de onda distinta en cada posición de los electrodos en la piel de la madre y; 5) modulación por múltiples interferencias como electromiografía, movimientos corporales y respiratorios tanto de la madre como del feto, colocación de los electrodos, posición fetal, y edad gestacional, entre otros.

No obstante estas dificultades, en la actualidad se han desarrollado algoritmos que permiten procesar la señal de ECGA para obtener por separado las señales de ECGF y ECGM. Los algoritmos de extracción de ECGF a partir del ECGA se han basado principalmente en filtrado adaptable [5, 6, 7], separación de fuentes ocultas [8, 9], análisis secuencial [10] [3] y reconocimiento de patrones [11].

Sin embargo, la evaluación de dichos algoritmos resulta complicada, ya que no existe un procedimiento estándar para ello.

Un recurso para evaluar los algoritmos de extracción de ECGF sería utilizar un generador de señales sintéticas de ECGA donde fuese posible controlar las características de la señal de ECGA, considerando condiciones más apegadas a la realidad que las que contendría el algoritmo en cuestión. Desde nuestro punto de vista, el contar con un generador de señales permitiría seleccionar un adecuado algoritmo de extracción de ECGF que sería de gran utilidad clínica en la evaluación de las condiciones de bienestar fetal, mediante el análisis de la morfología del ECG y del cardiograma en estudios de variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC).

Como parte del trabajo de nuestro laboratorio, previamente se aplicó un generador de señales analógicas, para probar un algoritmo de extracción de ECGF implementado en un DsPIC [12]. En el presente trabajo y para tener una mayor aproximación a la realidad, se propone agregar algunas características al generador de señales sintéticas en un modelo tridimensional del abdomen materno, de manera que sea posible generar señales de ECGA de forma multicanal controlando la RSR, el número de canales deseado, las posiciones de los electrodos, diferentes tipos de ruido y condiciones de variabilidad real de los intervalos RR maternos y fetales.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Las señales de ECGA se generaron al utilizar la librería OSET desarrollada por Sameni y Cols. [13]. Dicha librería se encuentra disponible en <http://www.oset.ir/>, en la que se representa el modelo de dipolo cardíaco por medio de una suma de gaussianas donde se optimizan las amplitudes, anchos y ángulos para darle la forma de ECG. Se genera un dipolo para simular el corazón materno y otro para el fetal. Se considera que el abdomen se comporta como un volumen conductor donde se pueden registrar diferentes proyecciones en la piel escalando el dipolo en cada dirección, se le agrega ruido por actividad muscular, ruido de la línea de base y por movimientos del electrodo.

Dado que las funciones que contiene esta librería son de código abierto, en el presente trabajo modificamos algunas funciones de manera que se pudiera controlar el ruido agregado a las señales, la frecuencia cardíaca latido a latido, el número y la posición de los electrodos combinando el dipolo [13], con un modelo tridimensional de una mujer embarazada [14]. El modelo general de dipolo y las modificaciones realizadas se describen en los siguientes puntos.

2.1 Modelo general

El modelo para generar las señales sintéticas se basa en (1):

$$ECGa(t) = H_m \cdot R_m \cdot A_m \cdot s_m(t) + H_f \cdot R_f \cdot A_f \cdot s_f(t) + W(t) \quad (1)$$

donde $ECGa(t)$ es la suma de la señal materna, la fetal y el ruido. Los subíndices m y f son las contribuciones maternas y fetales respectivamente. $s(t)_{3x1} = [x(t), y(t), z(t)]^T$ contiene el dipolo en cada instante de tiempo, H_{Nx3} es el volumen conductor, R_{3x3} es la matriz de rotación del dipolo, L_{3x3} son los pesos con que se escala el dipolo en cada dirección y $W(t)_{Nx1}$ es el ruido del canal.

A este modelo se le agrega ruido de forma controlada, se posiciona un número de electrodos de acuerdo con un modelo tridimensional de una mujer embarazada, en cada latido se genera una variación de la frecuencia cardíaca y se coloca una etiqueta en la localización donde se generan los complejos QRS maternos y fetales.

2.1.1 Tipos de ruido: Para modelar el ruido llamado $W(t)_{Nx1}$ en (1) se utiliza el generador de ruido sintético de la librería OSET, el cual permite generar ruido a partir de un modelo autorregresivo variante en el tiempo para obtener la forma de no estacionalidad de la señal. Los parámetros de este modelo son entrenados utilizando un banco de ruido real compuesto por cambios en la línea de base, movimientos de los electrodos y actividad muscular [13]. Se le puede dar un peso deseado a cada componente de ruido.

2.1.2 Relación señal a ruido controlada: Una parte importante de la generación de señales es poder controlar la RSR, para lo cual se utilizan (2) y (3).

$$\alpha = \sqrt{\frac{\sigma_F^2 / \sigma_M^2}{10^{RSI} / 10}} \quad (2)$$

$$\beta = \sqrt{\frac{\sigma_F^2 / \sigma_\eta^2}{10^{RSR} / 10}} \quad (3)$$

Donde σ_F^2 es la varianza obtenida a partir de los promedios de ensamble del ECGF sincronizado con los complejos QRS fetales, σ_M es la varianza obtenida a partir de los promedios de ensamble del ECGM sincronizado con los complejos QRS materno y σ_η^2 es la varianza de los segmentos donde no hay complejo materno, ni fetal.

Con la ecuación (2) se da la relación de la magnitud de los complejos fetales con los complejos maternos, mientras que en (3) se da la relación entre los complejos fetales y el ruido.

Se incorporan los términos de (2) y (3) en (1) dando lugar a la ecuación (4)

$$ECGa(t) = H_m \cdot R_m \cdot A_m \cdot s_m(t) \cdot \alpha + H_f \cdot R_f \cdot A_f \cdot s_f(t) + W(t) \cdot \beta \quad (4)$$

Con esto se le pueden dar relaciones deseadas a una señal para generar un ECGA. En tanto es posible medir las relaciones obtenidas utilizando los complejos QRS generados. Cabe resaltar que estas relaciones se están generando con las señales antes de combinarse.

2.1.3 Número y posición de los electrodos: El modelo de dipolo permite moverse en el volumen conductor, lo cual simula las posiciones de los electrodos en el cuerpo, también es posible especificar la ubicación de cada electrodo tomando en cuenta la localización del corazón materno, y la ubicación del corazón fetal, por lo tanto podemos simular las diferentes formas de onda que se obtienen al registrar en la superficie del cuerpo.

Bibin y cols. presentan en [14] un modelo con imágenes en 3D que nos permite ubicar con mayor exactitud el tórax materno, el corazón fetal y relacionarlo con las ubicaciones de los electrodos, de este modo se obtuvieron las distancias para relacionarlas con el volumen conductor en el modelo descrito en [13]. En la Fig. 1 se muestra un modelo en 3D reconstruido a partir de imágenes de resonancia magnética de una mujer embarazada en la 34° semana de gestación, la cual se emplea para extraer las ubicaciones mencionadas [14]. En este modelo se simuló e identificó la colocación de 8 electrodos abdominales y la posición del corazón fetal.

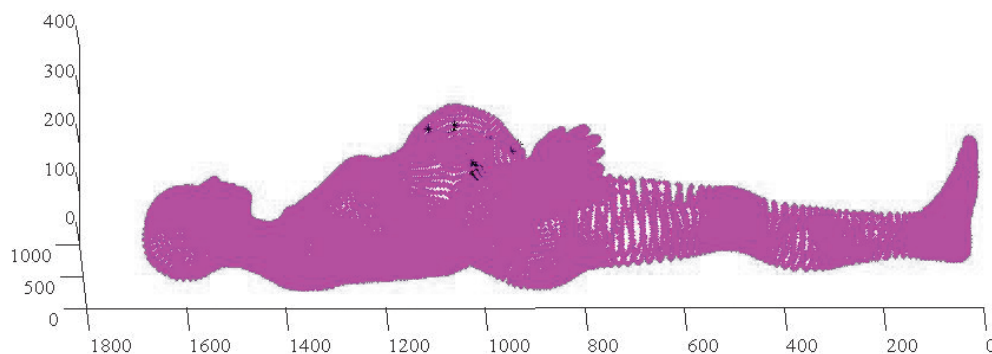


Fig. 1. Modelo reconstruido en 3D a partir de imágenes de IRM con la colocación de electrodos simulada

2.1.4 Variabilidad de la frecuencia cardíaca: Los términos $s_m(t)$ y $s_f(t)$ de la ecuación (4) contienen las componentes en xyz del dipolo en cada instante de tiempo, cada componente es una suma de gaussianas en el que se varían las amplitudes, los anchos y los ángulos en que se colocan, de manera que el modelo permita obtener una señal con la morfología del ECG materno y fetal respectivamente.

En esta suma de gaussianas se considera la frecuencia con que se regula el periodo que tiene el ciclo cardíaco. Es posible variar esta frecuencia en cada ciclo cardíaco para generar Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC), para lo cual se optó por utilizar un conjunto de Cardiotacogramas (CTGs) reales. Estos CTG fueron elegidos a partir de una base de datos obtenida en el Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios del Nacimiento, en la cual se buscó tener CTGs maternos y fetales de distintos tipos. Centrándonos en el CTG fetal, esta base de datos comprende CTGs con desaceleraciones normales, tardías o variables, variabilidad reducida, bradicardia y taquicardia.

2.1.5 Localizaciones de los complejos QRS maternos y fetales: Dado que las gaussianas del modelo tienen un ángulo en el cual son colocadas, es conocido el punto en que se está generando el pico R de cada corazón, por lo cual se guarda la localización donde cada complejo QRS es generado.

2.2 Medición de la RSR y RSI obtenida

Al hacer una manipulación de (2) y (3) se obtienen (5) y (6) para medir las relaciones obtenidas con respecto a las deseadas.

$$RSI = 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2}{\sigma_M^2} \quad (5)$$

$$RSR = 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2}{\sigma_\eta^2} \quad (6)$$

Para poder obtener estas relaciones, se utilizaron las localizaciones con que se generan los complejos QRS maternas y fetales. Finalmente, con los datos obtenidos, se hace una comparación para verificar si en las señales generadas se obtienen las relaciones deseadas.

2.3 Generación de señales utilizando el modelo de dipolo

De acuerdo con un conjunto de señales obtenidas en el Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento, en la ciudad de México, por medio de las ecuaciones (5) y (6) se obtuvieron

los valores de RSI y RSR, las cuales variaron en un intervalo desde -2 dB hasta -30 dB y desde -5 dB hasta -30 dB respectivamente, de manera que se conocieran las características de las señales reales con la señal sin filtrar.

Basándonos en las características de las señales reales se generaron 25 señales monocanal, en las cuales se hizo variar la Relación Señal a Interferencia (RSI) desde -30 dB hasta -5dB y se dejó la Relación Señal a Ruido (RSR) constante en -10dB. Esto se hace con el fin de comparar si las RSI deseadas son iguales a las RSI obtenidas. Además se crearon otras 25 señales también monocanal en las que se hizo variar la RSR desde -30 dB hasta -5dB y se dejó constante la RSI en -10dB. De esta manera se puede analizar si las RSR deseadas son similares a las RSR obtenidas. La ponderación de ruido es equitativa entre ruido por actividad muscular, cambios en la línea de base y movimientos de los electrodos.

2.4 Análisis estadístico

Se hicieron dos correlaciones: la primera entre las RSI deseadas y las RSI obtenidas, la segunda entre las RSR deseadas y las RSR obtenidas. En ambas correlaciones se hizo una regresión lineal para ver la correlación entre lo deseado y lo obtenido. Estas regresiones se compararon con una recta identidad considerando un intercepto igual a cero y una pendiente igual a uno, para estimar diferencias con un nivel de significancia de 0.5

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 RSR deseada vs RSR obtenida

Una vez que se generaron las señales con una RSI y una RSR deseadas al utilizar (2) y (3), procedimos a medir la RSI obtenida con (5) y (6), en donde no se toman en cuenta las coincidencias entre complejos QRS maternos y fetales, de forma que la señal materna no afectó los promedios de ensamble fetales.

En la Fig. 2 se muestra el resultado de comparar la RSI de las señales generadas con las obtenidas. Los rombos (en azul) nos marcan la recta identidad, lo cual sería el valor idealmente esperado. Los cuadros nos marcan las mediciones realizadas. El coeficiente de correlación resulta ser de 0.99 y no se encontraron diferencias significativas entre el intercepto en el origen y el resultante de la medición, ni tampoco hay diferencias significativas entre la pendiente de la identidad y la pendiente de la línea de tendencia de los datos resultantes.

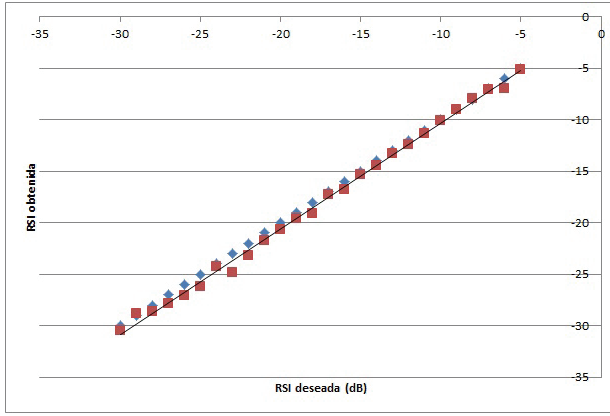


Fig. 2. Los cuadros muestran la correlación entre RSI deseada vs RSI obtenida. En rombos se muestra la línea de identidad.

En la Fig. 3 se muestra la comparación de las RSR deseadas con las RSR obtenidas. Los rombos marcan la recta identidad, mientras que los cuadros marcan las mediciones realizadas. De igual forma que en la comparación anterior se hizo una regresión lineal para ver las diferencias entre las rectas mostradas. El coeficiente de correlación en esta prueba resultó de 0.87 y sí se muestran diferencias significativas entre la pendiente y el origen de la identidad en comparación con la recta que resulta de las mediciones.

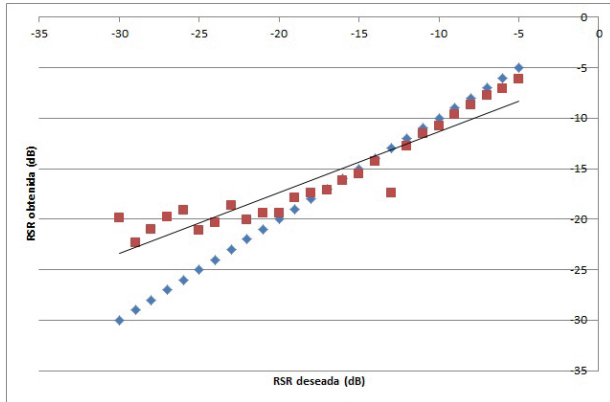


Fig. 3. En cuadros se muestra la correlación entre RSR deseada vs RSR obtenida. En rombos se muestra la línea identidad.

Como se puede observar en la Fig. 3, la RSR obtenida se aleja de la RSR deseada por debajo de los -20dB debido a que son dos momentos distintos en los que se mide la RSR. La RSR deseada se toma al generar la señal de acuerdo con la magnitud de cada componente por separado, mientras que al medir la RSR obtenida ya se tienen los componentes combinados. Esto haría parecer que no tenemos señales generadas confiables debajo de los -20dB, la cual es una región donde se encuentran mediciones de RSR de señales reales. Sin embargo, una

parte importante a considerar es el ruido en los promedios de ensamble que va a tener mayor afectación cuando se generen señales con muy baja. Por ello, y de acuerdo con los resultados mostrados en las Figuras 2 y 3, se plantea la siguiente redefinición de las ecuaciones (5) y (6) que toma en cuenta el ruido en los promedios de ensamble:

$$RSI = 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2 + \sigma_{\eta F}^2}{\sigma_M^2 + \sigma_{\eta M}^2} \quad (7)$$

$$RSR = 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2 + \sigma_{\eta F}^2}{\sigma_{\eta}^2} \quad (8)$$

Donde $\sigma_{\eta F}^2$ es el ruido que resulta al obtener los promedios de ensamble de los complejos fetales y $\sigma_{\eta M}^2$ es el ruido que resulta al obtener los promedios de ensamble maternos.

De (7) podemos despejar $\sigma_F^2 + \sigma_{\eta F}^2$ de manera que obtenemos (9):

$$\sigma_F^2 + \sigma_{\eta F}^2 = (\sigma_M^2 + \sigma_{\eta M}^2) \cdot 10^{\frac{RSI}{10}} \quad (9)$$

Al substituir (9) en (8) se obtiene

$$RSR = 10 \log_{10} \frac{(\sigma_M^2 + \sigma_{\eta M}^2) \cdot 10^{\frac{RSI}{10}}}{\sigma_{\eta}^2} \quad (10)$$

Finalmente si combinamos (8), (9) y (10) obtenemos

$$10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2 + \sigma_{\eta F}^2}{\sigma_{\eta}^2} = 10 \log_{10} \frac{(\sigma_M^2 + \sigma_{\eta M}^2)}{\sigma_{\eta}^2} + 10 \log_{10} \frac{(\sigma_F^2 + \sigma_{\eta F}^2)}{\sigma_M^2 + \sigma_{\eta M}^2} \quad (11)$$

La ecuación (11) se resume en (12), donde es necesario que renombremos la RSR como RSR_F , y que consideremos la RSR_M y podemos ver que se relacionan con la RSI ya definida

$$RSR_F = RSR_M + RSI \quad (12)$$

Donde es la relación de la varianza de los complejos fetales promediados con la varianza del ruido. es la relación de la varianza de los complejos maternos promediados con la varianza del ruido y es lo definido en (7). Por lo tanto, las señales generadas sí cumplen con la finalidad de obtener señales con relaciones controladas, incluso a bajas RSR_F .

3.2 Señales generadas

La Fig. 4 muestra una señal pura de ECG materno de tres canales con un segundo de duración. Se puede ver la diferente morfología en cada canal, donde es fácil distinguir la onda P, el complejo QRS y la onda T.

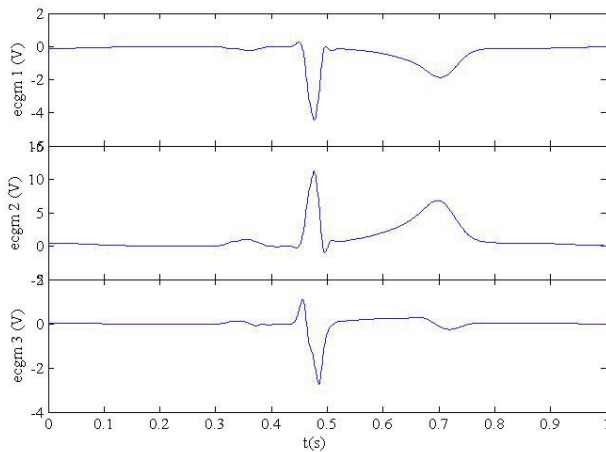


Fig. 4. Señal de ECG materna sintética de un segundo en tres canales

Por otro lado, en la Fig. 5 se muestra una señal pura de ECG fetal generada en tres canales, en la cual se pueden ver las diferentes formas de onda que se generan al simular tres posiciones distintas de electrodos abdominales. La morfología de la onda P, del complejo QRS y de la onda T, son particularmente visibles. Cabe resaltar que en una señal real sería sumamente difícil recuperar un complejo fetal que tenga cada onda tan marcada. En este caso, al tratarse de una señal fetal simulada, podemos distinguir fácilmente cada onda, sin embargo en la realidad se tienen los complejos fetales inmersos en el ruido y en los complejos maternos.

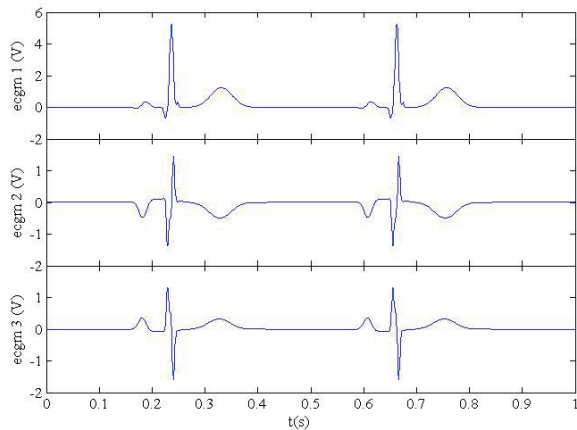


Fig. 5. Señal de ECG fetal sintética de un segundo en tres canales

La Fig. 6 muestra una señal sintética de ECGA de 10 segundos en un solo canal. En ésta, podemos notar los complejos maternos marcados con un asterisco (*), los complejos fetales marcados con una cruz (+) y las coincidencias entre complejo materno y fetal con un triángulo (∇). En esta señal se utilizó un CTG real materno y otro fetal al generar los dipolos, por lo tanto se obtiene una señal con VFC. Por otro lado, la señal está contaminada

con ruido por cambios en la línea de base, actividad muscular, y movimientos del electrodo.

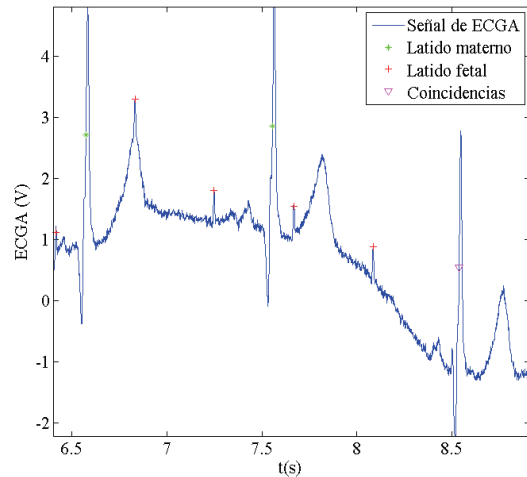


Fig. 6. Ventana de 2.5 segundos de la señal de ECGA sintética en un solo canal que incluye una contribución materna, una contribución fetal, ruido de línea de base, actividad muscular y movimientos del electrodo.

En la Fig. 7, se muestra una señal generada de 4 canales donde se puede ver las diferentes formas de onda en la señal materna que se obtienen al simular los registros con distintas colocaciones de los electrodos. Los asteriscos (*) están colocados donde se generaron los complejos QRS maternos, mientras que las cruces (+) se colocaron donde se generaron los complejos QRS fetales. En esta señal se utilizó un CTG con variaciones normales para darle VFC a la señal, lo cual produce ciertas coincidencias temporales entre complejos maternos y fetales. Se agregó ruido no estacionario que incluye cambios en la línea de base, movimientos de los electrodos y actividad muscular.

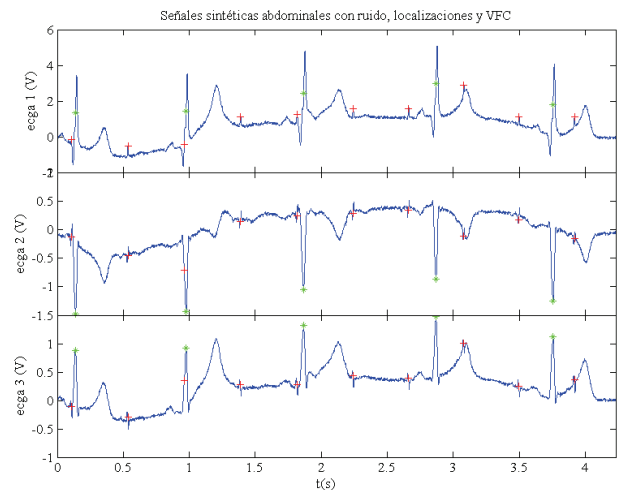


Fig. 7. Señal de ECG abdominal con ruido controlado

IV. CONCLUSIÓN

Se presenta un generador de señales sintéticas en el cual es posible variar la RSR, así como la RSI, se puede controlar la VFC materna y fetal, es posible generar uno o varios canales simulando un registro de diferentes posiciones abdominales basado en un modelo tridimensional de una mujer embarazada. El ruido también se puede agregar de forma controlada, lo cual incluye cambios en la línea de base, movimientos de los electrodos y actividad muscular.

El generador es una herramienta muy útil para evaluar el desempeño de algoritmos de extracción con parámetros controlados, generando señales con características reales.

AGRADECIMIENTO

Se agradece el apoyo del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) para la realización de los estudios de maestría de Jaime Corona Fraga dentro del Posgrado en Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa.

REFERENCIAS

- [1]. R. Bailey, "Intrapartum fetal monitoring," *American Family Physician*, vol. 80, no. 12, pp. 1388–1396+1398, 2010.
- [2]. E. M. Symonds, D. Sahota, and A. Chang, *Fetal electrocardiography*. Imperial College press, 2001.
- [3]. R. Arias-Ortega, M. Gaitán-González, and O. Yañez-Suárez, "Implementation of a real-time algorithm for maternal and fetal heart rate monitoring in a digital signal controller platform," in *EMBC 2010 Buenos Aires, Argentina*, pp. 2354–2357, 2010.
- [4]. J. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, J. Webster, Ed. John Wiley & Sons, Inc., 1998.
- [5]. M. Song, S. Cho, H. Park, and K. Lee, "The novel method for the fetal electrocardiogram extraction from the abdominal signal." *Conference proceedings Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Conference, vol. 2007, pp. 3282–3284, 2007.
- [6]. M. Ibrahimy, F. Ahmed, M. Mohd Ali, and E. Zahedi, "Real-time signal processing for fetal heart rate monitoring," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 2, pp. 258–262, 2003.
- [7]. M. Martinez, J. Calpe, E. Soria, J. Guerrero, G. Camps, and L. Gómez, "Methods to evaluate the performance of fetal electrocardiogram extraction algorithms," in *Computers in cardiology*, pp. 253–256, 2001.
- [8]. L. Lathauwer, B. Moor, and J. Vandewalle, "Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation," *IEEE Trans BiomEng*, vol. 47(5), pp. 567–573, 2000.
- [9]. D. Pani, S. Argiolas, and L. Raffo, "A dsp algorithm and system for real-time fetal ecg extraction," *Computers in Cardiology*, vol. 35, pp.1065–1068, 2008.
- [10]. S. Martens, C. Rabotti, M. Mischi, and R. Sluiter, "A robust fetal ecg detection method for abdominal recordings," *Physiological Measurement*, vol. 28, pp. 373–388, 2007.
- [11]. S. Golzan, F. Hakimpour, M. Mikaili, and A. Toolou, "Fetal ecg extraction using multi-layer perceptron neural networks with bayesian approach," in *IFMBE Proceedings*, vol. 22, pp. 1378–1385, 2008.
- [12]. R. Arias-Ortega, J. Gaitán-González, J. Corona-Fraga, and R. González-Camarena, "Generador de señales de ecg abdominal en el embarazo a partir de bases de datos reales y señales simuladas." XXXIII Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, Veracruz, México. Octubre 2010.
- [13]. R. Sameni, G. Clifford, C. Jutten, and M. Shamsollahi, "Multichannel ecg and noise modeling: Application to maternal and fetal ecg signals", *Eurasip Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2007, pp. 1–14, 2007.
- [14]. L. Bibin, J. Anquez, E. Angelini, and I. Bloch, "Hybrid 3d pregnant woman and fetus modeling from medical imaging for dosimetry studies," pp. 49–56, 2010.