

Estimación de la Frecuencia Cardíaca Fetal en el ECG Fetal no Invasivo

Fetal Heart Rate Estimation on non- Invasive ECG

Luis O. Sarmiento-Alvarez¹
Yudy N. Flórez-Ordóñez²
Alberto González- Salvador³
José Millet Roig⁴

-
- 1 Ingeniería de Telecomunicaciones, Universidad Santo Tomás sede Bucaramanga, Bucaramanga-Colombia
luisomar.sarmiento@gmail.com
 - 2 Ingeniería de Telecomunicaciones, Universidad Santo Tomás sede Bucaramanga, Bucaramanga-Colombia
ynataliaflorez@gmail.com
 - 3 Departamento de Comunicaciones, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia-España
agonzal@dcom.upv.es
 - 4 Grupo BIO, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia-España
jmillet@eln.upv.es

Resumen

En este trabajo se describe un método para localizar el complejo QRS en el FECG no invasivo, utilizando técnicas basadas en la cancelación del ECG materno y el Análisis de Componentes Principales. Se emplea una base de datos compuesta de 15 electrocardiogramas abdominales maternos de 4 derivaciones cada una muestreadas a 1000 Hz. La base de datos contiene las anotaciones de referencia que marcan las ubicaciones reales de cada complejo QRS fetal. La posición de cada complejo QRS estimado se compara con la posición de cada complejo QRS real para determinar las prestaciones del método propuesto. El método localiza los complejos QRS fetales con una eficiencia superior al 80% en bases de datos altamente contaminadas con ruido uterino y de movimiento fetal.

Palabras clave

FECG; AECG; cancelación MECG; FHRV; PCA.

Abstract

This paper describes a method for locating QRS complex in noninvasive FECG, using techniques based on MECG cancellation, and Principal Component Analysis. We use a database composed of 15 maternal abdominal electrocardiograms, 4 leads each, sampled at 1000 Hz. The database contains reference annotations that mark the actual locations of each fetal QRS complex. The position of each QRS complex is compared with the estimated position of each actual QRS complex to determine the performance of the proposed method. The proposed method locates the fetal QRS complexes with efficiency above 80% in databases highly contained with noise uterine and fetal movement.

Keywords

FECG; AECG; MECG cancellation; FHRV; PCA.

1. INTRODUCCIÓN

Se sabe que las desaceleraciones de la frecuencia cardíaca fetal están asociadas con el sufrimiento fetal. El monitoreo de la frecuencia cardíaca fetal puede reducir el diagnóstico de la hipoxia fetal, pero los resultados de los monitores de FHR son a menudo poco fiables y difíciles de interpretar, lo que resulta en un aumento de las tasas de parto por cesárea de niños sanos. El método más preciso para medir la FHR es el monitoreo electrocardiográfico fetal directo usando un electrodo sobre el cuero cabelludo fetal. Con este método puede obtenerse la variabilidad de la frecuencia cardíaca fetal, un indicador del estado de salud del fetal. Sin embargo, esto sólo es posible durante el trabajo de parto y no es común en la práctica clínica actual, debido a los riesgos asociados. De otro lado, el monitoreo electrocardiográfico fetal no invasivo utiliza electrodos colocados sobre el abdomen de la madre. Este método puede ser utilizado a lo largo de la segunda mitad del embarazo y es de riesgo insignificante, pero a menudo es difícil la detección de los complejos QRS fetales en las señales ECG obtenidas de esta manera, ya que el ECG materno es por lo general de mayor amplitud en ellos. Además, no hay técnicas aceptadas para evaluar la FHRV en el FECG no invasiva.

El monitoreo de la actividad cardíaca fetal puede proporcionar información importante a los obstetras para la evaluación del bienestar fetal. La Ecografía Doppler se utiliza para la medición de la frecuencia cardíaca fetal (FHR) durante el embarazo y el parto (Lewis 2003). Sin embargo, la FHR es el único parámetro obtenido por el Doppler, mientras que la investigación ha demostrado que una evaluación global de los parámetros morfológicos y temporales del electrocardiograma fetal (FECG) durante la gestación puede proporcionar información adicional sobre el bienestar fetal (Martens et al. 2007) ya que puede ser utilizada para la detección de arritmias tempranas.

El ECG abdominal (AECG) se puede obtener por medio de electrodos de superficie colocados sobre el abdomen de la madre (Crowe et al, 1995). A su vez, el FECG se puede obtener por medio del AECG utilizando procesamiento digital de señales. El problema es que el AECG está formado por una mezcla de señales bio-

médicas que incluyen el FECG, el ECG materno (MECG), otras señales eléctricas generadas por la madre y la interferencia eléctrica externa. El reto consiste en extraer el FECG en la señal compuesta resultante, pero a menudo es difícil de detectar los complejos QRS fetales, ya que el MECG es por lo general de mayor amplitud en ellos.

Para lograr la cancelación del ECG materno y la extracción de FECG se han empleado diferentes técnicas entre las que se encuentran filtros lineales y filtros adaptativos (Outram et al, 1995; Park et al, 1992; Sameni et al, 2007), Wavelets (Khamene et al 2000), Descomposición en Valores singulares (SVD) (Kanjilal et al, 1997), Separación Ciega (BSS) o Semi-ciega de Fuentes (SBSS) (Zarzoso et al, 1997), (Sarmiento et al, 2012) y transformaciones no lineales (Richter et al, 1998). Sin embargo, se ha demostrado que para la extracción del FECG los métodos basados en BSS superan a los filtros adaptativos (Widrow et al, 1975) debido a la eliminación incorrecta del MECG; BSS requiere un elevado número de derivaciones, y no tiene en cuenta la información a priori sobre la señal de interés, lo que implica un comportamiento impredecible e incontrolable (Martens et al. 2007); los métodos basados en transformaciones no lineales tienen mayor carga computacional y el ajuste de algunos de los parámetros se hace de manera empírica. En (Martens et al. 2007) se propone un método en el que la información a priori del MECG se utiliza para la detección del FECG.

La variabilidad de la frecuencia cardíaca fetal (FHRV) en el FECG, pueden ser un indicador útil independiente del estado fetal, sin embargo, no hay técnicas aceptadas para evaluar tales características a partir del FECG no invasivo. Este trabajo describe un método para la localización de complejos QRS en el AECG fetal, usando primero la cancelación del MECG. Posteriormente los resultados son ordenados según su parecido con el FECG empleando Análisis de Componentes Principales. De esta forma la primera señal es el FECG extraído.

2. MÉTODOS

En Fig. 1 se esquematiza el procedimiento empleado para cada una de las derivaciones del AECG. El proceso inicia con la eliminación de la línea de base al emplear un método que extrae y elimina la envolvente de cada derivación. Posteriormente, se incrementa la frecuencia de muestreo de 1000 Hz a 2000Hz para minimizar los efectos causados por los residuos del complejo QRS materno en etapa cancelación del MECG. Seguidamente se detecta el complejo QRS materno en cada derivación con el algoritmo de Thompkins.

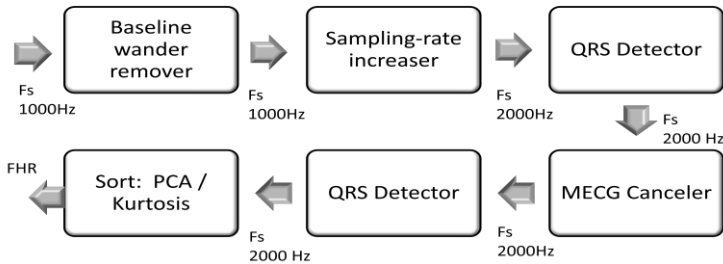


Fig. 1. Método propuesto. Fuente: Autores

2.1 Cancelación del MECG

En esta etapa (Martens et al. 2007) se emplea un método no ciego para cancelar el MECG. Para cada complejo QRS materno detectado en la etapa anterior, se calcula un complejo estimado al promediar N complejos del ECG materno. Este complejo es escalado y sustraído del actual complejo QRS. Si se asume que el MECG y el FECG no están sincronizados, entonces para altos valores de N el FECG no estará presente en el complejo QRS promedio estimado. El resultado luego de la cancelación contiene el FECG combinado con la interferencia y ruido electromiográfico propio de la medición. En la siguiente etapa se determina la posición de los complejos QRS fetales con el algoritmo de Thompkins.

2.2 Análisis de Componentes Principales (PCA)

El problema de la extracción del FECG partir de las mediciones con electrodos superficiales ubicados sobre el abdomen materno puede ser modelado desde la perspectiva de la separación ciega de fuentes (BSS) (De Lathauwer et al, 2000). Dado una observación m -dimensional $x(n) = [x_1(n), \dots, x_m(n)]^T$, las fuentes $s(n)$ se pueden extraer por la mezcla lineal de $s(n) = \mathbf{w}^T x(n)$. El reto consiste en estimar la matriz de mezcla \mathbf{w} y su sa \mathbf{w}^T . Varios algoritmos han sido propuestos para encontrar la solución. Los algoritmos basados en Análisis de Componentes Principales (PCA) buscan una solución utilizando estadísticos de segundo orden al encontrar una transformación lineal de las señales observadas correlacionadas, $x(n)$, en un conjunto de señales no correlacionadas, $s(n)$. Tal transformación lineal es posible y fácil de lograr al utilizar la Descomposición en Valores Singulares (SVD).

En procedimiento descrito en las etapas anteriores, se aplica a cada una de las derivaciones por separado del AEG. En las derivaciones resultantes, es posible visualizar que algunas de estas derivaciones contienen más o menos ruido e interferencia que otras, por lo que se hace necesario sistematizar el proceso de selección de la derivación que contenga más información FECG. Esto se logra al emplear PCA, cuyos resultados estarán ordenados de mayor a menor según sea el parecido con el FECG, por lo cual, el primer canal contendrá la mayor cantidad de información FECG.

2.3 Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca Fetal (FHRV)

El análisis de la FHRV se hace a partir de la frecuencia cardíaca fetal (HR), que a su vez está formada por una secuencia de valores que contiene los instantes de tiempo τ_m en que ocurre el ritmo cardíaco, y cuyo valor en el momento τ_m es una función del intervalo RR anterior medido en el FECG. Esta serie de tiempo no es uniformemente espaciada puesto que la ocurrencia de los latidos no sigue un patrón perfectamente regular. La estimación de la FHRV puede realizarse utilizando la densidad espectral de potencia (PSD), pero como la PSD debe estimarse a partir de un conjun-

to de muestras igualmente espaciadas, se requiere de remuestreo para asegurar que los intervalos de tiempo sean uniformes (Sarmiento et al, 2010; Berger et al, 1986). Este remuestreo introduce un filtrado paso bajo y por lo tanto, posibles artefactos en el espectro estimado. El método de estimación de la PSD de Lomb, no requiere muestras uniformemente espaciadas, y evita el problema del efecto paso bajo del remuestreo (Laguna, et al 1995).

3. EXPERIMENTOS Y RESULTADOS

3.1 Base de Datos

La base de datos (Physionet 2013) consiste en una colección de registros AECG de un minuto de duración. Cada registro incluye cuatro señales abdominales no invasivos. Los datos se obtuvieron a partir de múltiples fuentes, utilizando una variedad de instrumentos con diferente respuesta en frecuencia, resolución, y configuración; aunque en todos los casos que tomaron 1000 muestras por señal por segundo. En cada caso, se produjeron las anotaciones de referencia que marcan las ubicaciones de cada complejo QRS fetal, generalmente con referencia a una señal de FECG directa, adquirida con un electrodo ubicado en el cuero cabelludo fetal. Se eligieron 15 registros para este trabajo. Fig. 2 muestra un segmento de 10 segundos de uno de los registros analizados.

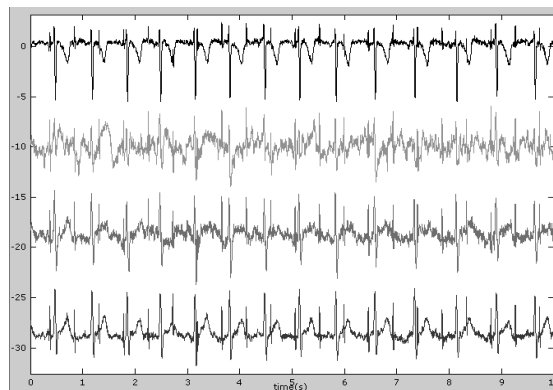


Fig. 2. Segmento de 10 segundos de duración de un registro AECG. Fuente: Autores

3.2 Procesamiento de Datos

No se aplica ningún tipo de pre-procesamiento a los registros empleados para el análisis antes de la aplicación del método. Los datos AECG pasan a través de un eliminador de línea de base.

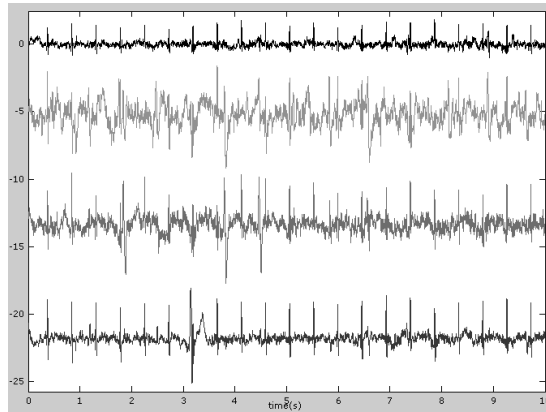


Fig. 3. Estimación de FECG vía PCA después de cancelar el MEGG.

Fuente: Autores

Luego se determinan las ubicaciones de los complejos QRS maternos con un detector de QRS. Con esta información se cancela el MEGG de cada canal empleando $N=20$. Para seleccionar en los residuos, cuál de los cuatro canales contiene más información FECG, se aplica el algoritmo PCA. Experimentalmente pudo comprobarse que este algoritmo ordena los residuos de tal forma que el primero es el que contiene mayor información FECG. Así, el primer componente se selecciona como FECG. El resultado puede verse en la Fig. 3.

3.3 Medidas de Desempeño

La base de datos contiene las anotaciones de referencia que marcan las ubicaciones reales de cada complejo QRS fetal. Entonces, la posición de cada complejo QRS estimado se compara con la posición de cada complejo QRS real para determinar las prestaciones del método propuesto. Un complejo QRS estimado se considera

válido cuando se encuentra en la misma posición ± 10 muestras que un complejo QRS real (± 10 ms a la frecuencia de muestreo de 1000 Hz). La eficiencia en la detección de la FHR se determina como la relación entre el número de complejo QRS estimados válidos y el número total de complejos reales. La Tabla 1 muestra la eficiencia del método propuesto. La eficiencia media está por encima de 80%.

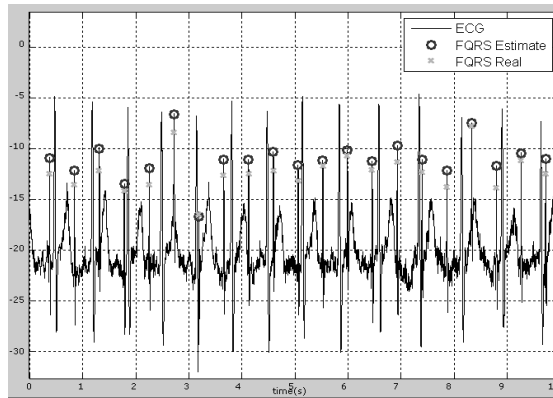


Fig. 4. Un canal AECG, FQRS real y FQRS estimado. Fuente: Autores

Tabla 1. Eficiencia del Método Propuesto. Fuente: Autores

Registro	Número de Complejos QRS reales	Número de complejos QRS estimados válidos	Eficiencia (%)
1	128	99	77.3
2	129	118	91.5
3	129	115	89.1
4	128	112	87.5
5	175	134	76.6
6	138	130	94.2
7	123	89	72.4
8	134	113	84.3
9	132	119	90.2
10	127	91	71.7
11	145	115	79.3
12	167	130	77.8
13	163	117	71.8
14	163	134	82.2
15	137	106	77.4

La posición los complejos QRS estimado que conforman la serie RR, no están espaciados uniformemente. La estimación de la FHRV se realiza usando el método de Lomb. La figura 5, muestra el periodograma normalizado Lomb para los niveles de significación estadística $\alpha = 0,001, 0,005, 0,01, 0,05, 0,1, 0,5$. Con esta herramienta, el análisis de la FHRV puede iniciarse a partir del ECG abdominal.

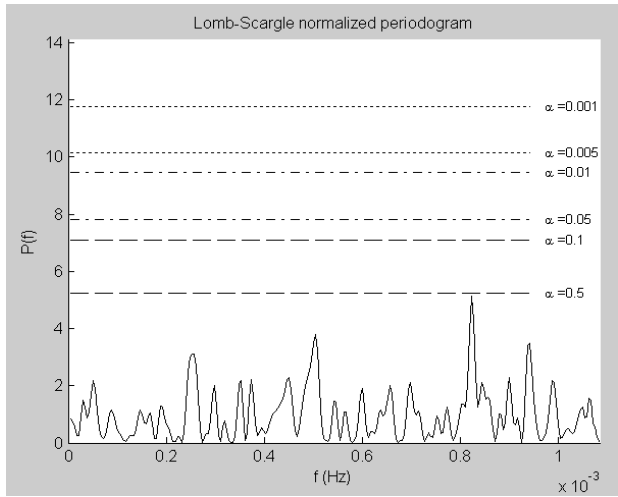


Fig. 5. Periodograma normalizado de Lomb para diferentes niveles de significancia α . Fuente: Autores

4. CONCLUSIONES

No hay técnicas aceptadas para el estudio de las características del FECG no invasivo. En este trabajo, se aplica un método para localizar los complejos QRS en el AECG no invasivo, usando técnicas basadas en la cancelación del MECG. Se encontró que al aplicar PCA a los residuos, el primer canal es el que contiene más información FECG. El método propuesto localiza los complejos QRS fetales con una eficiencia promedio superior al 80%. Esta eficiencia se debe a que la base de datos empleada fue tomada en el momento del parto y está contaminada por ruido uterino y movimiento fetal haciendo imposible detectar algunos complejos QRS

fetales. Se ha determinado experimentalmente que la aplicación de PCA permite ordenar los canales según su parecido con el FECG, de tal forma que el primer canal es el que contiene el FECG y sobre el que se extrae la serie RR para el análisis posterior de la FHRV.

5. REFERENCIAS

- Berger, S. Akesselrod, D. Gordon, and R. J. Cohen. (1986). An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME(33), 900–904.
- Crowe, A. Harrison, B. R. Hayes-Gill. (1995). The feasibility of long-term fetal heart rate monitoring in the home environment using maternal abdominal electrodes, *Physiol. Meas*, 16 (3), 195–202.
- Kanjilal, S. Palit, G. Saha, (1997). Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition, *IEEE Trans Biomed Eng*, 44(1), 51-59.
- Khamene, S. Negahdaripour. (2000). A new method for the extraction of fetal eeg from the composite abdominal signal, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(4), 507-516.
- Laguna, P.; Moody, G.B.; Mark, R.G. (1995). Power spectral density of unevenly sampled heart rate data, *Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE 17th Annual Conference*, 10), 157-158.
- De Lathauwer, L.; De Moor, B.; Vandewalle, J. (2000). Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 47(5), 567-572.
- Lewis M. J. (2003). Review of electromagnetic source investigations of the fetal heart, *Med. Eng. Phys.* 25 (10), 801-810.
- Martens S. et al. (2007). A robust fetal ECG detection method for abdominal recordings, *Physiol. Meas*, 28(4), 373-388.
- Outram, E.C. Ifeachor, P.W.J Van Eetvelt, J.S.H Curnow. (1995), Techniques for optimal enhancement and feature extraction of fetal electrocardiogram, *Science, Measurement and Technology, IEE Proceedings*, 142 (6), 482-489.
- Park, K.Y. Lee, D.H. Youn, N.H. Kim, W.K. Kim, S.H. Park. (1992), On detecting the presence of fetal R-wave using the moving averaged magnitude difference algorithm, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 39(8), 868-871.
- Physionet. (2013). Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013. <http://physionet.org/challenge/2013/>

- Richter, T. Schreiber, DT. Kaplan. (1998). Fetal ECG extraction with nonlinear state-space projections, *IEEE Trans Biomed Eng.*, 45(1), 133-137.
- Sameni, M.B. Shamsollahi, C. Jutten, G.D. Clifford. (2007), A nonlinear bayesian filtering framework for ECG denoising, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(12), 2172-2185.
- Sarmiento. Et Al. (2010). Estimación no invasiva de la frecuencia cardíaca fetal mediante técnicas de separación ciega de fuentes, *Revista Colombiana de Cardiología*, 17(4) 187 – 190.
- Sarmiento Alvarez, L.O.; Gonzalez, A.; Millet, J. (2012). Synthetic database for testing algorithms of fetal ECG extraction from abdominal ECG, *Symposium of Image, Signal Processing, and Artificial Vision (STSIVA)*, 2012 XVII, 56-61.
- Widrow, J. Glover, J. McCool, J. Kaunitz, C. Williams, H. Hearn, J. Zeidler, E. Dong, R. Goodlin. (1975). Adaptive noise cancelling: principles and applications, *Proc IEEE*, 63(12), 1692-1716.
- Zarzoso, AK. Nandi, E. Bacharakis. (1997). Maternal and fetal ECG separation using blind source separation methods, *IMA J Math Appl Med Biol.*, 14(1), 207-225.