

Análisis tiempo-frecuencia para la extracción de ECG fetal en electrocardiografía no invasiva

Time-frequency analysis for fetal ECG extraction in non-invasive electrocardiography

Josue Estrada-Herrera¹, Misael López-Ramírez¹, Luis Manuel Ledesma-Carrillo¹

¹ División de Ingenierías, Campus Irapuato-Salamanca, Universidad de Guanajuato, Yuriria, Guanajuato, México.
j.estradaherrera@ugto.mx¹, lopez.misael@ugto.mx¹, lm.ledesma@ugto.mx¹

Resumen

El electrocardiograma abdominal (aECG) en mujeres embarazadas proporciona una forma no invasiva para monitorear la actividad cardíaca del feto a través del análisis del electrocardiograma fetal (FECG). Contar con el FECG libre de ruido es imposible en el aECG. Esto es debido a que el FECG se encuentra mezclado con el electrocardiograma materno (mECG) y otras señales abdominales, las cuales se encuentran traslapadas en tiempo y frecuencia. Esto hace que la extracción del FECG de las señales sea un problema bastante complicado. En este trabajo se propone un análisis tiempo-frecuencia para una posible separación del FECG del mECG. Este análisis tiempo-frecuencia se realizó en base a la transformada Wavelet la cual permite realizar una descomposición en bandas de frecuencia. Donde se encontró el mejor nivel de descomposición y la mejor wavelet madre, para obtener un error cuadrático medio de 0.987 comparada con la señal de FECG tomada de forma directa al feto.

Palabras clave: Electrocardiograma fetal; electrocardiograma abdominal materno; transformada wavelet; ruido; estimación.

Introducción

Los trastornos del ECG fetal pueden provocar una desaceleración de la frecuencia cardíaca, la cual está asociada con el sufrimiento del feto. El monitoreo de esta puede ayudar al diagnóstico de múltiples afecciones. El método de monitoreo más confiable y preciso es por medio de electrocardiografía directa colocando un electrodo en el cuero cabelludo fetal, sin embargo, esto solo puede realizarse durante labor de parto y no es muy común debido a los riesgos asociados y la incomodidad que genera a la madre (Su L., 2017).

Por otro lado, la electrocardiografía fetal no invasiva permite el monitoreo de la función cardíaca fetal, se realiza colocando diferentes electrodos en el abdomen materno y es de riesgo insignificante. Las señales adquiridas por este método presentan información que no está asociada a la actividad cardíaca fetal, esta es generada por artefactos maternos (respiración, actividad cardíaca) e interferencias externas (Jezewski J., 2006).

El FECG se puede extraer mediante técnicas de procesamiento de señales, sin embargo, usar solo filtros convencionales en frecuencia no es posible debido a que la señal de ECG materno y fetal están traslapadas tanto en tiempo como en frecuencia, por lo que se dificulta la separación y de requieren técnicas de procesamiento alternativas (Su L., 2017). Las técnicas de distribuciones tiempo frecuencia pretenden ser una buena opción para lograr la correcta extracción del ECG fetal ya que son ideales para señales estocásticas con una gran variabilidad durante su captura (Malik M., 1996).

Las características importantes de los datos de un electrocardiograma (ECG) son la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), que ha sido reconocida como un descriptor de variaciones en la frecuencia cardíaca (FC), y el tiempo entre latidos llamado intervalo RR (Jagannath D. J., 2014) típicamente medido en milisegundos el cual se puede observar en la Figura 1. En la práctica, los datos de la VFC pueden ser muy ruidosos cuando el intervalo RR está contaminado con fluctuaciones debido a fallas en la detección del complejo QRS. También pueden sufrir perturbaciones causadas por latidos ectópicos y otros factores fisiológicos aleatorios (Mateo J., 2015). Los movimientos corporales, intencionales o no, pueden alterar los datos del ECG debido a los movimientos de los electrodos, causando alteraciones la señal de la VFC con una desviación de la línea de base, lo que induce valores atípicos.



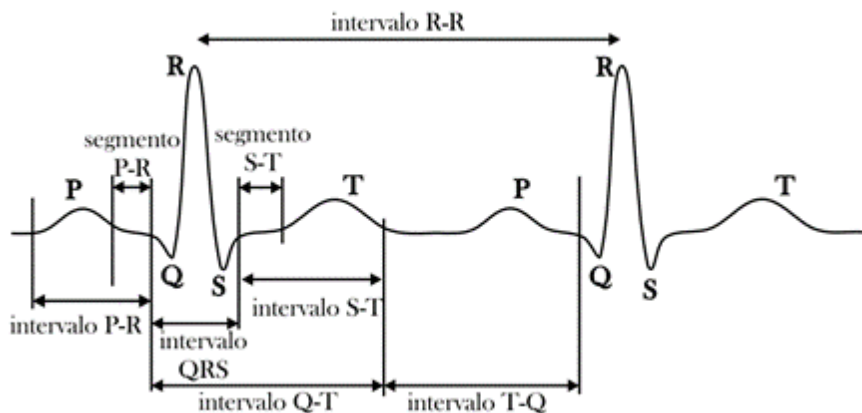


Figura 1. Nomenclatura del ECG y sus intervalos RR (Villavicencio 2017).

Fundamento Teórico.

Los trastornos del FEEG pueden provocar una desaceleración de la frecuencia cardiaca, la cual está asociada con el sufrimiento del feto. El monitoreo de esta puede ayudar al diagnóstico de múltiples afecciones. El método de monitoreo más confiable y preciso es por medio de electrocardiografía directa colocando un electrodo en el cuero cabelludo fetal, sin embargo, esto sólo puede realizarse durante labor de parto y no es muy común debido a los riesgos asociados y la incomodidad que genera a la madre (Jagannath D. J., 2014) como lo muestra la figura 2.

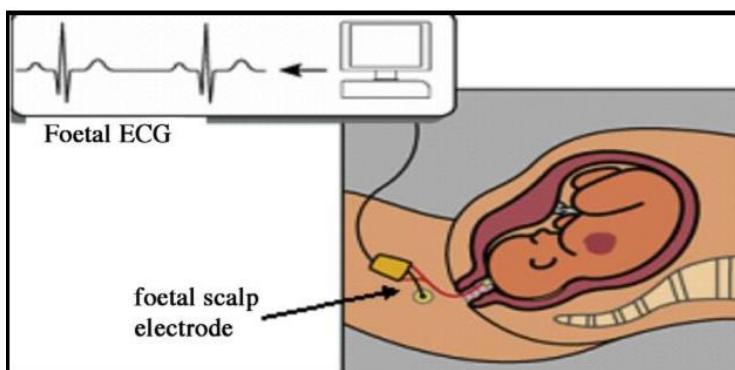


Figura 2. Electrocardiografía fetal directa (Jagannath, 2014).

Por otro lado, la electrocardiografía fetal no invasiva permite el monitoreo de la función cardíaca fetal, se realiza colocando diferentes electrodos en el abdomen materno y es de riesgo insignificante como lo muestra la figura 3.

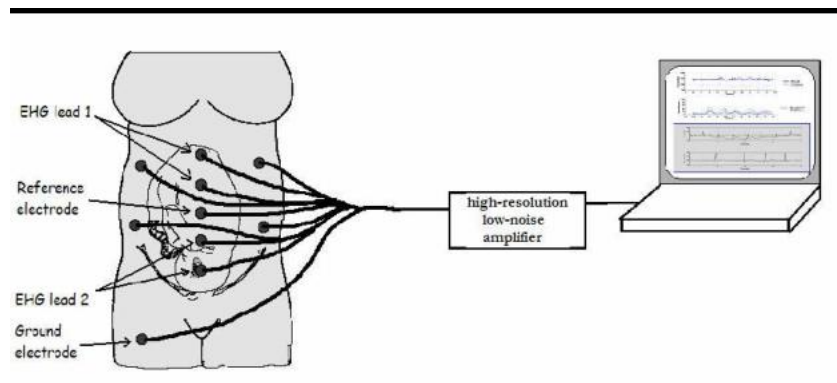


Figura 3. Electrocardiografía fetal no invasiva (Jagannath, 2014).

Las señales adquiridas por este método presentan información que no está asociada a la actividad cardíaca fetal, esta es generada por artefactos maternos (respiración, actividad cardíaca) e interferencias externas (Kahankova R., 2020)

El FECG se puede extraer mediante técnicas de procesamiento de señales, sin embargo, usar solo filtros convencionales en frecuencia no es posible debido a que las señales de ECG materno y fetal están traslapadas tanto en tiempo como en frecuencia, por lo que se dificulta la separación y se requieren técnicas de procesamiento alternativas (Jezewski J., 2006). Las técnicas de distribuciones tiempo pretenden ser una buena opción para lograr la correcta extracción del ECG fetal ya que son ideales para señales estocásticas con una gran variabilidad durante su captura (Dargie W., 2018).

Las características importantes de los datos de un electrocardiograma (ECG) son la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), que ha sido reconocida como un descriptor de variaciones en la frecuencia cardíaca (FC), y el tiempo entre latidos llamado intervalo RR (Mateo J., 2015) típicamente medido en milisegundos el cual se puede observar en la Figura 1. En la práctica, los datos de la VFC pueden ser muy ruidosos cuando el intervalo RR está contaminado con fluctuaciones debido a fallas en la detección del complejo QRS. También pueden sufrir perturbaciones causadas por latidos ectópicos y otros factores fisiológicos aleatorios (Malik M., 1996). Los movimientos corporales, intencionales o no, pueden alterar los datos del ECG debido a los movimientos de los electrodos, causando alteraciones en la señal de la VFC con una desviación de la línea de base, lo que induce valores atípicos (Dargie W., 2018).

La electrocardiografía fetal (FECG) es uno de los estudios más importantes para los obstetras, ya que permite la evaluación de la función cardíaca al final del embarazo. El principal objetivo de este examen es realizar una evaluación oportuna del estado fisiológico del feto como de forma indirecta el estado de la madre. A pesar de que el estudio podría ser realizado en etapas avanzadas del embarazo actualmente sólo se emplea en casos de embarazo de alto riesgo y bajo condiciones controladas en momentos específicos durante el parto.

Representaciones Tiempo-Frecuencia

En el procesamiento de señales el análisis tiempo-frecuencia es un conjunto de técnicas para la caracterización y manipulación de señales no estacionarias, como las señales transitorias. Estas representaciones suelen presentar mejores resultados que el enfoque tradicional a través del análisis de Fourier, en el que las frecuencias son constantes en el tiempo. Debido a que muchas señales de interés como el habla, música, imágenes y señales médicas tienen frecuencias cambiantes, por lo tanto, el análisis tiempo-frecuencia tiene un alcance amplio en estas disciplinas. En la Tabla 1. Se muestran algunas de las distribuciones tiempo-frecuencia básicas (Richman M. S., 1998). En este trabajo se obtuvo por utilizar la transformada Wavelet.

Tabla 1. Distribuciones tiempo frecuencia básicas.

	Tiempo-Frecuencia
Transformada de Fourier Corta (STFT)	$STFT\{x(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t-\tau)e^{-i\omega t} dt$
Transformada Wavelet	$X\{\tau, a\} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^*\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt$
Distribución Wigner-Ville	$W\{x, p\} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \psi^*(x+t)\psi(x-t)e^{-i\omega t} dt$

Metodología

Base de datos. El material con el que se dará apoyo a la investigación incluye una base de datos de electrocardiograma fetal directo y abdominal, este contiene registros de electrocardiograma fetal multicanal (FECG) obtenidos de cinco mujeres diferentes en trabajo de parto, las cuales se encuentran entre las 38 y 41 semanas de gestación (Goldberger, A. 2000) El material de investigación incluido en la Base de datos de electrocardiograma fetal directo y abdominal contiene registros de electrocardiograma fetal multicanal (FECG) obtenidos de 5 mujeres diferentes en trabajo de parto, entre las 38 y 41 semanas de gestación. Los registros se adquirieron en el Departamento de Obstetricia de la Universidad Médica de Silesia, mediante el sistema KOMPOREL para la adquisición y análisis de electrocardiograma fetal (Instituto ITAM, Zabrze, Polonia). Cada registro comprende cuatro señales diferenciales adquiridas del abdomen materno y el electrocardiograma fetal directo de referencia registrado desde la cabeza fetal (Jezewski, J., 2012).

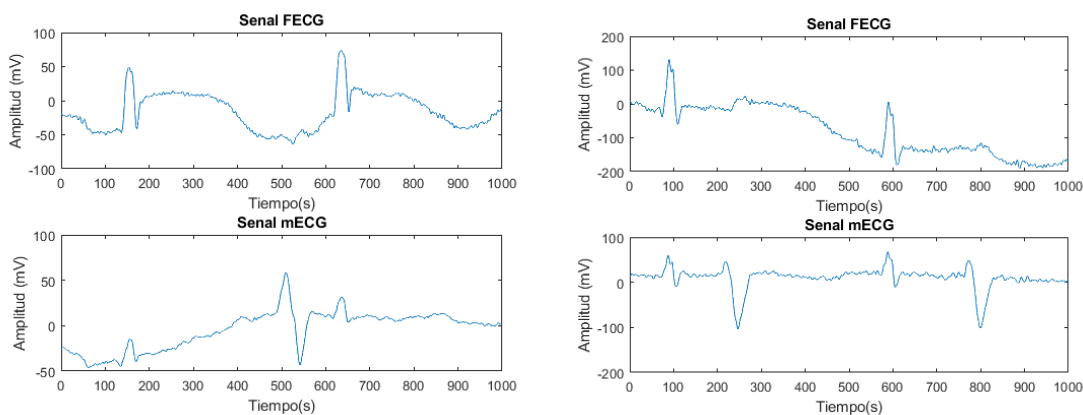


Figura 4. Comparación de entre señales FECG y mECG usando el Registro_04-canal-2 y Registro_10-canal-1.

Resultados

Como primer resultado, se pretende encontrar un modelo basado en distribuciones tiempo frecuencia adecuado para extraer la señal FECG derivado de una electrocardiografía no invasiva. Los resultados obtenidos serán validados y comparados con el FECG-invasivo a través de diferentes métricas. En segundo lugar, se implementará un algoritmo básico para el cálculo del ritmo cardíaco fetal.

Durante el manejo del estado del arte, se realizaron un algoritmo, el cual nos permitiera procesar la señal FECG con algunos de los canales de la señal aECG y visualizar algunas pruebas para analizar el comportamiento, ya que nuestro código, nos facilita alternar entre diferentes niveles de descomposición y usar diversas wavelets madre, así mismo, examinar la relación picos de señal-ruido (PSNR), la relación señal-ruido (SNR) junto con su media y el error cuadrático medio (MSE).



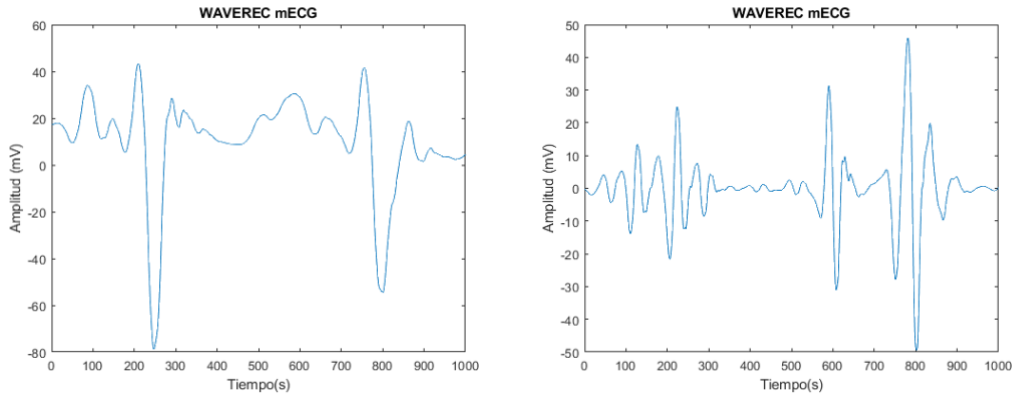


Figura 5.1. Gráficas en amplitud-tiempo, para los niveles 1, 2 de 5 niveles de descomposición, de una wavelet db5 (daubechies).

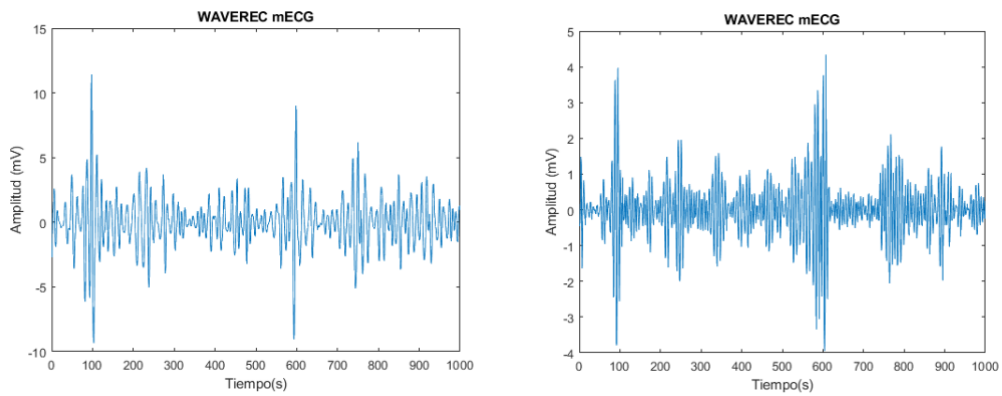


Figura 5.2. Gráficas en amplitud-tiempo, para los niveles 4, 5 de 5 niveles de descomposición, de una wavelet db5 (daubechies).

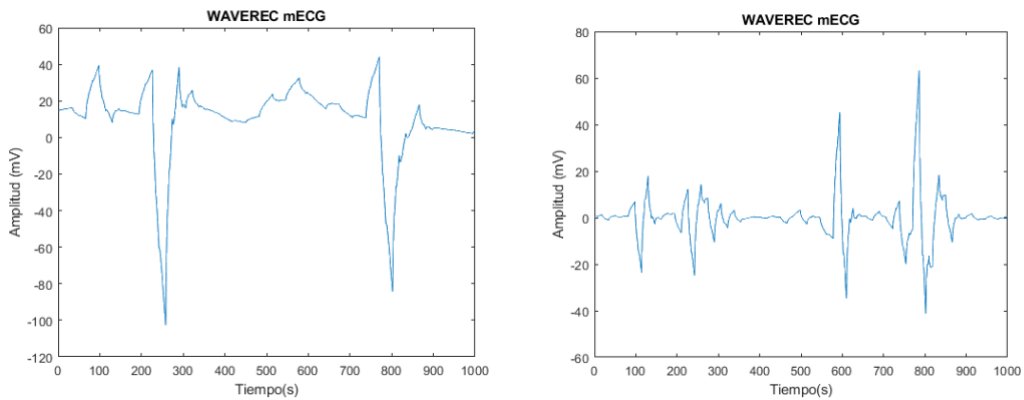


Figura 6. Gráficas en amplitud-tiempo, para los niveles 1, 2 de 5 niveles de descomposición, de una wavelet sym2 (symlets).



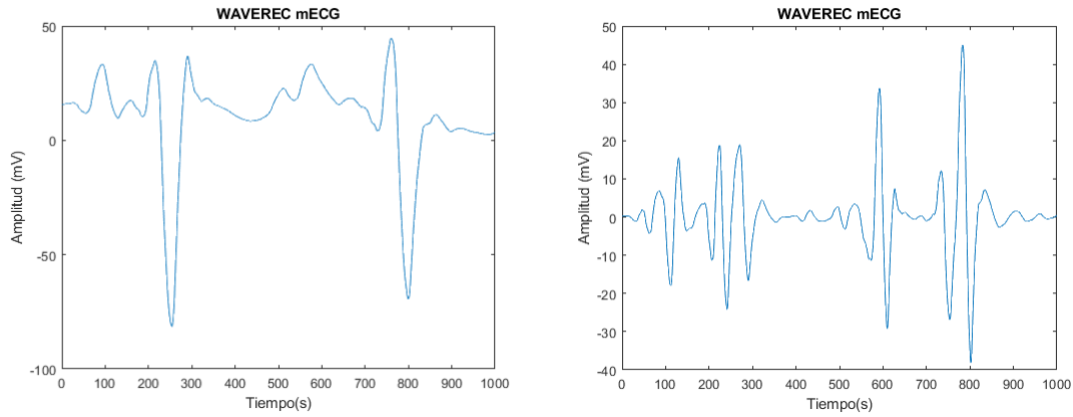


Figura 7. Gráficas en amplitud-tiempo, para los niveles 1, 2 de 5 niveles de descomposición, de una wavelet sym5 (symlets).

Tabla 2. Resultados de, Relación Señal-Ruido (SNR) y Error Cuadrático Medio (MSE) con diversas Wavelet madre y tres niveles de descomposición.

FECG – mECG r10, canal-1					
Wave: sym2, Niveles: 3	Wave: sym5, Niveles: 3	Wave: db2, Niveles: 3	Wave: db5, Niveles: 3	Wave: haar, Niveles: 3	Wave: coif1, Niveles: 3
SNR: -0.66394	SNR: -0.66275	SNR: -0.66394	SNR: -0.66261	SNR: -0.66399	SNR: -0.66421
MSE: 13556.2913	MSE: 13562.3415	MSE: 13556.2913	MSE: 13561.9804	MSE: 13513.1585	MSE: 13556.1846
SNR: 0.21483	SNR: -0.00245	SNR: 0.21483	SNR: -0.16090	SNR: -0.34262	SNR: 0.56989
MSE: 20.6114	MSE: 15.3206	MSE: 20.6114	MSE: 16.0549	MSE: 49.6784	MSE: 19.8446
SNR: -0.31721	SNR: -0.21548	SNR: -0.31721	SNR: -0.42934	SNR: -0.19581	SNR: -0.11883
MSE: 5.3372	MSE: 2.7890	MSE: 5.3372	MSE: 3.0721	MSE: 14.4956	MSE: 4.7854
SNR: -0.38313	SNR: -0.81460	SNR: -0.38313	SNR: -0.81174	SNR: -0.28197	SNR: -0.38028
MSE: 0.5158	MSE: 0.0319	MSE: 0.5158	MSE: 0.0308	MSE: 4.0322	MSE: 0.4791
SNR Promedio: 0.39478	SNR Promedio: 0.42382	SNR Promedio: 0.39478	SNR Promedio: 0.51615	SNR Promedio: 0.37110	SNR Promedio: 0.43331
Wave: coif3, Niveles: 3	Wave: bior1.1, Niveles: 3	Wave: bior1.5, Niveles: 3	Wave: bior3.3, Niveles: 3	Wave: fk4, Niveles: 3	Wave: fk6, Niveles: 3
SNR: -0.66264	SNR: -0.66399	SNR: -0.66161	SNR: -0.66242	SNR: -0.66290	SNR: -0.66320
MSE: 13562.5782	MSE: 13513.1585	MSE: 13606.7352	MSE: 13560.0009	MSE: 13533.7522	MSE: 13561.4280
SNR: -0.07292	SNR: -0.34262	SNR: -0.17812	SNR: -0.55483	SNR: -0.61517	SNR: 0.32212
MSE: 15.4786	MSE: 49.6784	MSE: 51.8225	MSE: 17.7703	MSE: 36.1716	MSE: 15.6879
SNR: -0.28969	SNR: -0.19581	SNR: -0.17786	SNR: -0.65730	SNR: -0.39762	SNR: -0.71282
MSE: 2.5154	MSE: 14.4956	MSE: 16.3692	MSE: 2.7610	MSE: 10.4781	MSE: 3.8955
SNR: -0.98471	SNR: -0.28197	SNR: -0.29233	SNR: -0.78866	SNR: -0.28945	SNR: -0.52033
MSE: 0.0131	MSE: 4.0322	MSE: 4.2064	MSE: 0.0355	MSE: 2.3315	MSE: 0.2074
SNR Promedio: 0.50249	SNR Promedio: 0.37110	SNR Promedio: 0.32748	SNR Promedio: 0.66580	SNR Promedio: 0.49129	SNR Promedio: 0.55462



Tabla 3. Resultados de, Relación Señal-Ruido (SNR) y Error Cuadrático Medio (MSE) con diversas Wavelet madre y cinco niveles de descomposición.

FECG – mECG r10, canal-1					
Wave: sym2, Niveles: 5	Wave: sym5, Niveles: 5	Wave: db2, Niveles: 5	Wave: db5, Niveles: 5	Wave: haar, Niveles: 5	Wave: coif1, Niveles: 5
SNR: -0.31903	SNR: -0.20177	SNR: -0.31903	SNR: -0.42610	SNR: -0.19705	SNR: -0.08347
MSE: 5.3368	MSE: 2.7785	MSE: 5.3368	MSE: 3.0697	MSE: 14.4941	MSE: 4.7362
SNR: -0.37375	SNR: -0.82871	SNR: -0.37375	SNR: -0.79232	SNR: -0.28171	SNR: -0.36745
MSE: 0.5142	MSE: 0.0317	MSE: 0.5142	MSE: 0.0306	MSE: 4.0311	MSE: 0.4772
SNR Promedio: 0.60137	SNR Promedio: 0.45034	SNR Promedio: 0.60137	SNR Promedio: 0.43474	SNR Promedio: 0.94029	SNR Promedio: 0.59449
Wave: coif3, Niveles: 5	Wave: bior1.1, Niveles: 5	Wave: bior1.5, Niveles: 5	Wave: bior3.3, Niveles: 5	Wave: fk4, Niveles: 5	Wave: fk6, Niveles: 5
SNR: -0.28976	SNR: -0.19705	SNR: -0.17754	SNR: -0.65376	SNR: -0.39611	SNR: -0.68496
MSE: 2.5158	MSE: 14.4941	MSE: 16.3699	MSE: 2.7588	MSE: 10.4610	MSE: 3.8568
SNR: -1.00716	SNR: -0.28171	SNR: -0.28354	SNR: -0.77374	SNR: -0.28889	SNR: -0.51719
MSE: 0.0130	MSE: 4.0311	MSE: 4.1934	MSE: 0.0353	MSE: 2.3308	MSE: 0.2072
SNR Promedio: 0.62484	SNR Promedio: 0.94029	SNR Promedio: 0.82593	SNR Promedio: 0.77140	SNR Promedio: 0.81892	SNR Promedio: 0.75498

Conclusión

Como conclusión, notamos que, a mayor nivel de descomposición, podemos visualizar mejor el escalado y desplazamientos en el tiempo con respecto a nuestra wavelet madre, sin embargo, no todas las formas wavelet nos funcionan para obtener resultados, tales como, Mexican hat 'mexh', Meyer, DMeyer, BiorSplines, Gaussian, Shannon, Frequency B-Spline, Best-localized Daubechies, Morris minimum-bandwidth, Beylkin, Vaidyanathan, Han linear-phase moments, esto debido a que, los wfilters(wname) que devuelve los cuatro filtros de paso bajo y paso alto, de descomposición y reconstrucción, no coinciden con los valores, esto se pudiese arreglar al añadir y dar uso a un "wavemngr", que es un tipo de gestor de wavelets, permitiría agregar, eliminar, restaurar o leer wavelets.

Nuestra tarea ahora, requerirá la implementación de un algoritmo genético para optimización, determinar el mínimo error cuadrático medio (mse), los niveles de descomposición de nuestra señal y que wavelet-form nos determina una forma más parecida a nuestra señal de ECG fetal y así poder tener una mejor resolución en tiempo-frecuencia, capturando la información de frecuencias y ubicación en el tiempo.

Referencias

- Dargie, W. (2018, July). *Motion Artefacts Modelling in the Application of a Wireless Electrocardiogram*. In *2018 21st International Conference on Information Fusion (FUSION)* (pp. 239-244). IEEE. doi:10.23919/ICIF.2018.8455335
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., ... & Stanley, H. E. (2000). *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals*. *circulation*, 101(23), e215-e220. doi: 10.1161/01.cir.101.23.e215.
- Jagannath, D. J., & Selvakumar, A. I. (2014). *Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation*. *Biomedical signal processing and control*, 10, 224-244.



- Jezewski J, Wrobel J, Horoba K. (2006) *Comparison of doppler ultrasound and direct electrocardiography acquisition techniques for quantification of fetal heart rate variability. IEEE Trans Biomed Eng.* 2006 May;53(5):855-64. doi: 10.1109/TBME.2005.863945. PMID: 16686408.
- Jezewski, J., Matonia, A., Kupka, T., Roj, D., & Czabanski, R. (2012). *Determination of fetal heart rate from abdominal signals: evaluation of beat-to-beat accuracy in relation to the direct fetal electrocardiogram.* *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 57(5), 383-394. doi.org/10.1515/bmt-2011-0130
- Kahankova R, Martinek R, Jaros R, Behbehani K, Matonia A, Jezewski M, Behar JA. *A Review of Signal Processing Techniques for Non-Invasive Fetal Electrocardiography. IEEE Rev Biomed Eng.* 2020; 13:51-73. doi: 10.1109/RBME.2019.2938061. Epub 2019 Aug 29. PMID: 31478873.
- Malik, M. (1996). *Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use: Task force of the European Society of Cardiology and the North American Society for Pacing and Electrophysiology.* *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 1(2), 151-181.
- Malik, M., Färbom, P., Batchvarov, V., Hnatkova, K., & Camm, A. J. (2002). *Relation between QT and RR intervals is highly individual among healthy subjects: implications for heart rate correction of the QT interval.* *Heart*, 87(3), 220-228. doi: 10.1136/heart.87.3.220. PMID: 11847158
- Mateo, J., Sánchez-Morla, E. M., & Santos, J. L. (2015). *A new method for removal of powerline interference in ECG and EEG recordings.* *Computers & Electrical Engineering*, 45, 235-248. https://doi.org/10.1016/j.compeleceng.2014.12.006
- Richman, M. S., Parks, T. W., & Shenoy, R. G. (1998). *Discrete-time, discrete-frequency, time-frequency analysis.* *IEEE Transactions on Signal Processing*, 46(6), 1517-1527. doi: 10.1109/78.678465.
- Su, L., & Wu, H. T. (2017). *Extract fetal ECG from single-lead abdominal ECG by de-shape short time Fourier transform and nonlocal median.* *Frontiers in Applied Mathematics and Statistics*, 3, 2. https://doi.org/10.3389/fams.2017.00002

