



**Metodología de evaluación de algoritmos de extracción
del electrocardiograma fetal a partir
del electrocardiograma abdominal**

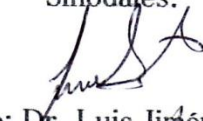
Idónea comunicación de resultados para obtener el grado de
Maestro en Ciencias en
Ingeniería Biomédica


Presentada por:
Ing. Jaime Corona Fraga


Asesores:
M. en I. Mercedes Jatziri Gaitán González
Dr. Ramón González Camarena

Departamento de Ingeniería Eléctrica

Sinodales:


Presidente: Dr. Luis Jiménez Angeles


Secretario: Dra. María Teresa García González


Vocal: M. en I. Mercedes Jatziri Gaitán González

14 de noviembre de 2013

Agradecimientos

Gracias a Dios por el regalo de la vida, por tener la oportunidad de estudiar un poco de ella, por darnos pasión y razón para aprender cada día.

Gracias a mi familia, Papá, Mamá, Pablo, Aletia, Regina y Luisa por ser mi fuente de inspiración, por apoyarme e impulsarme con este trabajo, a ustedes va dedicada esta tesis.

Gracias al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por su apoyo financiero para poder hacer estos estudios e investigación.

Gracias a todas las mujeres del Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento (CIMIGEN) que permitieron realizar los registros en su embarazo.

Gracias al Laboratorio de Fisiología Humana, en especial a mis asesores: el Dr. Ramón González Camarena y la M. en I. Jatziri Gaitán González por los conocimientos que me transmitieron, el apoyo constante y la exigencia.

Gracias a mis sinodales: el Dr. Luis Jiménez Angeles, la Dra. Tere García González y la M. en I. Jatziri Gaitán González por sus observaciones y por su exigencia para presentar este trabajo.

Gracias a todos los profesores que han contribuido en mi formación, en especial al Dr. Juan Ramón Jimenez Alanis, a la Dra. Raquel Valdés Cristerna y al M. en I. Oscar Yañez Suárez.

Gracias a mis amigos y compañeros de la maestría, así como del LIFH por su apoyo y entusiasmo: Ronald, Gisella, Jair, Willy, Janeth, Claudia, Fede, Paco, Aldo, David, Alejandro, Vicente, Fausto, Nazir, Auri, Fer, entre otros.

Gracias a toda mi familia y a mis hermanos de la vida, por su apoyo incondicional.

Resumen

El monitoreo electrónico fetal es una herramienta utilizada en la actualidad para vigilar el estado de salud de la madre y del feto. Una de las técnicas empleadas es el electrocardiograma por su accesible adquisición y por la información que aporta. Al adquirir el electrocardiograma abdominal se obtiene la combinación de la señal de electrocardiograma materno, fetal, otras señales e interferencias. Existen distintos tipos de algoritmos de extracción de electrocardiograma fetal a partir del electrocardiograma abdominal, los cuales se basan en filtrado adaptable, separación ciega de fuentes, análisis secuencial, reconocimiento de patrones, entre otros. Sin embargo, la evaluación de cada algoritmo se ha hecho bajo diferentes señales de prueba, distintas condiciones de adquisición, número de canales y semanas de gestación. Por lo tanto, la comparación entre dichos algoritmos es complicada. En ese sentido, es necesario tener un método de evaluación que proponga algunos índices para evaluar algoritmos bajo las mismas condiciones, de manera que se pueda evaluar objetivamente el desempeño de un algoritmo de extracción de electrocardiograma fetal.

El método propuesto en esta tesis contiene tres bloques para analizar el funcionamiento de un algoritmo, en el primero se comparan las detecciones realizadas por el algoritmo en cuestión contra las detecciones originales o de referencia. En el segundo bloque se comparan los cardiogramas originales contra los recuperados por el algoritmo en cuestión y por último se comparan los promedios de ensamble del electrocardiograma.

Los índices propuestos para el primer bloque son sensibilidad y especificidad. En el segundo bloque se propuso correlación, porcentaje de diferencias cuadráticas medias, y se hizo un análisis espectral de los cardiogramas por medio del error cuadrático medio. En el tercer bloque se utilizaron correlación y porcentaje de diferencias cuadráticas medias. Los índices fueron analizados en función de la relación señal a ruido.

El método incluye un conjunto de señales reales, y un generador de señales sintéticas para poder evaluar los algoritmos objetivamente. El banco de señales reales se obtuvo en el Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento en pacientes del 3er trimestre de embarazo. Se adquirieron tres canales abdominales. Las señales adquiridas fueron procesadas y por medio de un programa desarrollado en nuestro laboratorio, nuestro experto hizo la extracción de electrocardiograma fetal para obtener las señales de referencia. El generador de señales sintéticas se tomó con base en un modelo de dipolo, al cual se le modificó el modelo de ruido, se integró un modelo de una mujer embarazada en 3D y se agregó variabilidad de

la frecuencia cardíaca basándose en un banco de cardiogramas reales. Por medio del generador fue posible obtener señales sintéticas con diferentes valores de relación señal a ruido.

Del conjunto de señales reales se obtuvieron relaciones señal a interferencia, que van desde -32.6 dB hasta -5.15 dB, así como relaciones señal a ruido desde -62.28 dB hasta -16.61 dB. Ambos parámetros se obtuvieron con la señal sin filtrar con el fin de conocer las características de la señal original, de manera que se pudieran reproducir en un intervalo más amplio con las señales sintéticas. En ese mismo banco de señales se obtuvo la relación señal a interferencia filtrada y la relación señal a ruido filtrada con el fin de tener un parámetro con el cual evaluar la respuesta del algoritmo basándonos en los índices propuestos. Utilizando las características de las señales originales se configuró el generador de señales sintéticas para simular señales de tres canales abdominales, donde se conociera exactamente el punto donde se localizan los complejos maternos y fetales. Se generaron dos conjuntos de 25 señales cada uno. En el primero se dejó fija la relación señal a ruido deseada en -25 dB y se hizo variar la relación señal a interferencia desde -3 hasta -38 dB. En el segundo se dejó fija la relación señal a interferencia deseada en -20 dB y se hizo variar la relación señal a ruido deseada desde -6 hasta -72 dB. Se hizo una comparación entre la relación señal a interferencia deseada y la relación señal a interferencia obtenida. Por su parte se compararon la relación señal a ruido deseada y la relación señal a ruido obtenida, de donde se obtuvo una igualdad entre los parámetros obtenidos de la forma: relación señal a ruido fetal = relación señal a ruido materna + relación señal a interferencia.

Se evaluó la respuesta de los índices, al simular falsos positivos, falsos negativos, y la combinación de ambos en un cardiograma real. De esa forma se observó el comportamiento de cada índice al ir aumentando el número de errores simulados de detección. En el caso de la morfología del cardiograma se muestra que la correlación y el porcentaje de diferencias cuadráticas medias cambian abruptamente con pocos errores simulados, lo que significa que estos índices son muy sensibles ante algunos errores. Al evaluar el bloque de morfología del electrocardiograma fetal se muestra que aunque haya muchos errores simulados los índices cambian más lentamente, lo que significa que es un índice robusto ante muchos errores.

Los algoritmos evaluados aplicando el método propuesto fueron análisis secuencial con cancelador promediado, análisis secuencial con cancelador ponderado y diagonalización aproximada de matrices propias. En el bloque de detecciones el primer algoritmo obtuvo una media de sensibilidad de 0.78 y 0.87 de especificidad, con el segundo algoritmo se obtuvo una media de sensibilidad de 0.73 y una especificidad de 0.88, con el último algoritmo se obtuvo una media de sensibilidad de 0.17 y una especificidad de 0.38. En el bloque de morfología del cardiograma el primer algoritmo obtuvo

una correlación de 0.47 y un porcentaje de diferencias cuadráticas medias de 19.16 %, el segundo algoritmo obtuvo una correlación de 0.37 y un porcentaje de diferencias cuadráticas medias de 62.42 %, con el tercer algoritmo se obtuvo una correlación de -0.008 con un porcentaje de diferencias cuadráticas medias de 50.31 %. En el tercer bloque se obtuvieron medias superiores al 0.995 de correlación y cercanas a 1 % de porcentaje de diferencias cuadráticas medias en los primeros dos algoritmos, mientras que el tercero tuvo un porcentaje de 12.1 %.

Al analizar los resultados en función de las relaciones señal a interferencia se observa que por debajo de los -15 dB y por encima de los 5 dB los algoritmos de análisis secuencial tuvieron un desempeño deficiente. Mientras que en medio de ese intervalo la sensibilidad y la especificidad tuvieron valores superiores a 0.8 para señales reales y sintéticas. Al analizar los resultados en función de las relaciones señal a ruido se observa que por encima de los 7 dB los algoritmos de análisis secuencial tienen valores superiores al 0.85 de sensibilidad y especificidad. La propagación del error con los valores obtenidos es notoria al utilizar índices de evaluación como la correlación y el porcentaje de diferencias cuadráticas medias, principalmente cuando se evalúa la obtención del cardiograma, donde los resultados muestran diferencias por debajo de los 15 dB en la relación señal a interferencia.

El método de evaluación presentado en esta tesis, propone el análisis a profundidad de los algoritmos de extracción de electrocardiograma fetal, a partir del electrocardiograma abdominal. Donde es de remarcar la importancia de analizar la obtención del cardiograma, por medio de índices como la correlación y el porcentaje de diferencias cuadráticas medias, en lugar de guiarse sólo por la sensibilidad y la especificidad de un algoritmo.

Índice general

Agradecimientos	II
Resumen	III
Índice de tablas	IX
Índice de figuras	X
Índice de ecuaciones	XIV
Lista de Acrónimos	XV
1 Introducción	1
1.1 Características generales de los ECG estándar y abdominal	2
1.2 Monitoreo electrónico fetal	5
1.2.1 Técnicas de monitoreo	5
1.2.2 Información que se obtiene del monitoreo	6
1.2.3 Métodos de obtención del ECG fetal	7
1.2.3.1 Problemática del ECG abdominal	7
1.3 Antecedentes	7
1.3.1 Métodos para la evaluación de algoritmos de extracción del ECG y cardiograma fetales	8
1.3.2 Generación de señales sintéticas de ECG abdominal	11
1.4 Justificación	12
1.5 Hipótesis	13
1.6 Objetivos	13
1.6.1 General	13
1.6.2 Específicos	13
2 Metodología	14
2.1 Método general para la evaluación de algoritmos de extracción de ECG fetal	14
2.1.1 Criterios de diseño	14
2.1.2 Datos originales	15

2.1.2.1	Señales reales	15
2.1.2.2	Señales sintéticas	18
2.1.3	Esquema de evaluación propuesto	21
2.1.3.1	Detecciones QRS	22
2.1.3.2	Morfología cardiograma	23
2.1.3.3	Morfología ECG	24
2.1.4	Respuesta de índices	24
2.2	Aplicación del método propuesto	25
2.2.1	Banco de datos utilizado	27
2.2.1.1	Sujetos reales	27
2.2.1.2	Señales sintéticas	27
2.2.2	Evaluación de algoritmos de extracción de ECG fetal	28
2.2.3	Algoritmos implementados	29
3	Resultados y Discusión	30
3.1	Método general de evaluación	30
3.1.1	Datos originales	30
3.1.1.1	Señales Reales	30
3.1.1.2	Señales Sintéticas	34
3.1.2	Respuesta de los índices	40
3.1.2.1	Morfología cardiograma fetal	40
3.1.2.2	Morfología ECG fetal	41
3.2	Aplicación del método propuesto	43
3.2.1	Medias y Desviaciones estándar	48
3.2.1.1	Detecciones del QRS	48
3.2.1.2	Morfología cardiograma	49
3.2.1.3	Morfología ECG	50
3.2.2	En función de las relaciones señal a ruido y señal a interferencia	51
3.2.2.1	AS con señales reales.	52
3.2.2.2	AS con señales sintéticas.	56
4	Conclusiones	60
4.1	Datos Originales	60
4.1.1	Señales Reales	60
4.1.2	Señales Sintéticas	60
4.2	Algoritmos evaluados	61
4.3	Método de Evaluación	61
4.3.1	Detecciones	61
4.3.2	Morfología Cardiograma	62

4.3.3 Morfología ECG	62
A Implementación de algoritmos	63
A.1 Análisis secuencial	63
A.2 Separación ciega de fuentes	65
B Artículos en congreso	66
Bibliografía	82

Índice de tablas

1.1	Métodos utilizados para la evaluación de algoritmos de extracción de ECG fetal. BBS (separación ciega de fuentes), ECM (error cuadrático medio), DCM (diferencia cuadrática media), RSR (relación señal a ruido)	9
2.1	Colocación de electrodos abdominales análoga a triángulo de Einthoven . .	16
2.2	Posición de los dipolos. PUD(paraumbilical derecho), PUI (paraumbilical izquierdo), PUB(púbico)	28
3.1	Relación señal a ruido (RSR) y Relación Señal a Interferencia (RSI) medidas en las señales reales originales. Marcados con un rectángulo se muestran los máximos y mínimos globales de las RSR y RSI	34
3.2	Análisis Espectral de intervalos R-R Fetales Originales. Intervalo R-R Medio (RR M), Desviación Estándar (DE), Potencias Totales (P T), Potencias de Bajas frecuencias (P B), Potencias de Altas frecuencias (P A), Potencias Bajas/Altas (P B/A), Potencias Bajas/Totales (P B/T), Potencias Altas/Totales (P A/T)	51
3.3	Análisis Espectral de intervalos R-R Fetales Recuperados por el algoritmo secuencial con cancelador ponderado. Intervalo R-R Medio (RR M), Desviación Estándar (DE), Potencias Totales (P T)	52

Índice de figuras

1.1	Sistema de conducción eléctrico del corazón y electrocardiograma	3
1.2	Electrocardiograma con ondas, segmentos e intervalos. Los subíndices ON y TM se refieren al inicio y terminación de una onda en particular, respectivamente [1]	4
2.1	Método general de evaluación de algoritmos de extracción de electrocardiograma fetal a partir del electrocardiograma abdominal	15
2.2	Posiciones de los electrodos en forma de triángulo	17
2.3	Modelo reconstruido en 3D a partir de imágenes de resonancia magnética .	21
2.4	Esquema de evaluación mostrando la comparación que se propone utilizando datos originales y datos recuperados por el algoritmo en cuestión.	22
2.5	Cardiotacograma real con 1381 latidos	25
2.6	Cardiotacograma real con 50 Falsos Negativos simulados	26
2.7	Cardiotacograma real con 50 Falsos Positivos simulados	26
2.8	Cardiotacograma real con 28 Falsos Positivos y 21 Falsos Negativos simulados	27
2.9	Simulación de las posiciones con que se colocaron los electrodos de acuerdo al modelo en 3D de una mujer embarazada	28
3.1	Ejemplo de una señal real separada con el VARMI, editada por el experto	31
3.2	Ejemplo de un cardiotacograma fetal en la parte superior de la figura, y un cardiotacograma materno en la parte inferior.	32
3.3	En la parte superior se muestra el promedio de ensamble de una señal de ECG filtrada, sincronizando con 1174 complejos QRS fetales y en el parte inferior se muestra el promedio de ensamble de la señal de ECG filtrada sincronizando con 593 complejos QRS maternos	32
3.4	Señal real de ECG abdominal con los complejos QRS maternos, fetales y coincidencias marcadas	33
3.5	Número de complejos maternos, fetales y coincidencias obtenidas en las 21 señales reales procesadas	35
3.6	Señal sintética de ECG fetal de un segundo generada en tres canales . . .	35
3.7	Señal sintética de ECG materna de un segundo generada en tres canales .	36

3.8	Espectro de una señal de ECG materno y de ECG fetal	37
3.9	Señal sintética de ECG abdominal de 5 segundos en tres canales, que contiene la señal materna, la señal fetal, ruido y variabilidad de la frecuencia cardíaca	37
3.10	Comparación entre las Relaciones Señal a Interferencia (RSI) obtenidas y deseadas utilizando el generador de señales sintéticas	38
3.11	Comparación entre las Relaciones Señal a Ruido (RSR) obtenidas y deseadas utilizando el generador de señales sintéticas	39
3.12	Respuesta de los índices morfológicos de cardiograma (CTG) al simular falsos negativos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos negativos agregados	41
3.13	Respuesta de los índices morfológicos de cardiograma al simular falsos positivos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos positivos agregados . . .	42
3.14	Respuesta de los índices morfológicos de cardiograma al simular falsos positivos y negativos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos positivos y negativos agregados.	42
3.15	Respuesta de los índices morfológicos de electrocardiograma al simular falsos negativos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos negativos agregados . .	43
3.16	Respuesta de los índices morfológicos de electrocardiograma al simular falsos positivos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos positivos agregados . . .	44
3.17	Respuesta de los índices morfológicos de electrocardiograma al simular falsos positivos y negativos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos positivos y negativos agregados.	44
3.18	Señal de ECG abdominal con los complejos maternos y fetales, originales y recuperados por el algoritmo AS con cancelador ponderado. En el instante 32.55 seg se observa un Falso Negativo	45
3.19	Cardiograma materno original y recuperado por el algoritmo AS con cancelador ponderado	46
3.20	Cardiograma fetal original y recuperado por el algoritmo AS con cancelador ponderado	46
3.21	Espectro de los intervalos R-R fetales originales (izq.) y Espectro de los intervalos R-R fetales recuperados por el algoritmo (der.)	47

3.22 Promedio de ensamble de ECG materno original y recuperado por el algoritmo AS con cancelador ponderado	47
3.23 Promedio de ensamble de ECG fetal original y recuperado por el algoritmo AS con cancelador ponderado	48
3.24 Medias y desviaciones estándar de las detecciones maternas (Det Mat) y fetales (Det Fet) hechas por los algoritmos: análisis secuencial con cancelador ponderado (AS Pon), análisis secuencial con cancelador promediado (AS Prom) y JADE.	49
3.25 Medias y desviaciones estándar de las morfologías de cardiograma (Det CTG) hechas por los algoritmos: análisis secuencial con cancelador ponderado (AS Pon), análisis secuencial con cancelador promediado (AS Prom) y JADE.	50
3.26 Medias y desviaciones estándar de los promedios de ensamble de Electrocardiograma (ECG) materno y fetal con los tres algoritmos hechas por los algoritmos: análisis secuencial con cancelador ponderado (AS Pon), análisis secuencial con cancelador promediado (AS Prom) y JADE.	53
3.27 Sensibilidad y Especificidad en las detecciones recuperadas por el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a interferencia (izq.) y de la relación señal a ruido (der.) con las señales filtradas. Sensibilidad Materna (Sens M), Sensibilidad Fetal (Sens F), Especificidad Materna (Esp M), Especificidad Fetal (Esp F)	54
3.28 Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.) y correlación(ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de cardiograma utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a interferencia con señal filtrada.	54
3.29 Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.). Correlación (ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de cardiograma utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a ruido filtrada	55
3.30 Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal. Correlación (ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de ECG utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador promediado en función de la relación señal a interferencia filtrada	56
3.31 Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.) y correlación (ρ) materno y fetal (der.) en la morfología de ECG utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador promediado en función de la relación señal a ruido filtrada.	56

3.32	Sensibilidad y Especificidad en las detecciones de señales sintéticas recuperadas por el algoritmo análisis secuencial con cancelador promediado en función de la relación señal a interferencia (izq.) y de la relación señal a ruido (der.) con las señales filtradas. Sensibilidad Materna (Sens M), Sensibilidad Fetal (Sens F), Especificidad Materna (Esp M), Especificidad Fetal (Esp F)	57
3.33	Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.) y correlación(ρ) materno y fetal (der.) en la morfología de cardiograma de las señales sintéticas utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a interferencia con señal filtrada.	58
3.34	Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.). Correlación (ρ) materno y fetal (der.) en la morfología de cardiograma utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a ruido filtrada	58
3.35	Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal. Correlación (ρ) materno y fetal (der.) en la morfología de ECG utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a interferencia filtrada	59
3.36	Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.) y correlación (ρ) materno y fetal (der.) en la morfología de ECG utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador promediado en función de la relación señal a ruido filtrada.	59

Índice de ecuaciones

1.1	Modelo aditivo de Friesen	11
1.2	Modelo de dipolo de Sameni	12
2.1	Definición de la Relación Señal a Interferencia	17
2.2	Definición de la Relación Señal a Ruido	17
2.4	Parámetro A que controla la relación fetal - materno	20
2.5	Parámetro B que controla la relación fetal - ruido	20
2.6	Modelo de dipolo con parámetros A y B	20
2.7	Sensibilidad	22
2.8	Especificidad	23
2.9	Porcentaje de diferencia cuadrática media para comparar cardiotacogramas	24
2.10	Correlación cardiotacogramas	24
2.11	Porcentaje de diferencia cuadrática media para comparar ECG	24
2.12	Correlación electrocardiogramas	24
3.1	Relación Señal a Interferencia corregida	39
3.2	Relación Señal a Ruido corregida	39
3.3	Despeje de $\sigma_F^2 + \sigma_{\eta_F}^2$	39
A.1	Minimización del error cuadrático medio en cancelación	64

Lista de Acrónimos

AS Análisis Secuencial

BSS Separación ciega de fuentes (Blind Source Separation)

CIMIGEN Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento

CTG Cardiotacograma

CTGF Cardiotacograma Fetal

CTGM Cardiotacograma Materno

DEP Densidad Espectral de Potencia

ECG Electrocardiograma

ECGA Electrocardiograma Abdominal

ECGF Electrocardiograma Fetal

ECGM Electrocardiograma Materno

ECM Error Cuadrático Medio

FA Filtrado Adaptable

FC Frecuencia Cardíaca

FCF Frecuencia Cardíaca Fetal

FN Falso Negativo

FP Falso Positivo

ICA análisis de componentes independientes (Independent Component Analysis)

JADE Diagonalización aproximada de matrices propias (Joint Approximation Diagonalization of Eigenmatrices)

LIFH Laboratorio de Investigación en Fisiología Humana

LPM latidos por minuto

MEF Monitoreo Electrónico Fetal

NSA Nodo Sinoauricular

NSTDB Base de Datos de prueba con Ruido Noise Stress Test Data Base

OSET librería electrofisiológica de código abierto (Open Source Electrophysiological Toolbox)

ρ coeficiente de correlación de Pearson

PCA análisis de componentes principales (Principal Component Analysis)

PDCM porcentaje de diferencia cuadrática media

PUB Púbico

PUD Paraumbilical Derecho

PUI Paraumbilical Izquierdo

RN Redes Neuronales

RSI Relación Señal a Interferencia

RSIb Relación Señal a Interferencia obtenida

RSId Relación Señal a Interferencia deseada

RSIf Relación Señal a Interferencia filtrada

RSIo Relación Señal a Interferencia original

RSR Relación Señal a Ruido

RSRb Relación Señal a Ruido obtenida

RSRd Relación Señal a Ruido deseada

RSRf Relación Señal a Ruido filtrada

RSRo Relación Señal a Ruido original

SNA Sistema Nervioso Autónomo

SVD descomposición de valores singulares (Singular Value Decomposition)

US Ultrasonido

VFC Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca

VFCE Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca Fetal

VN Verdadero Negativo

VP Verdadero Positivo

Capítulo 1

Introducción

A partir de los años 60's del siglo pasado, se ha empleado el Monitoreo Electrónico Fetal (MEF) como una alternativa para dar seguimiento al embarazo [2]. Una de las herramientas que más se ha utilizado para el MEF es el ECG [3], debido a la información que aporta sobre la salud de una persona, y por las ventajas que presenta en la adquisición al ser una técnica no invasiva, con una Relación Señal a Ruido (RSR) manejable para obtener la señal fetal y con opción de implementarla en plataformas independientes que sean portátiles.

Durante el período preparto del embarazo, el ECG suele registrarse mediante la colocación de electrodos en la superficie del abdomen materno, lo cual es conocido como Electrocardiograma Abdominal (ECGA). Esta señal está conformada por la contribución simultánea del Electrocardiograma Materno (ECGM), del Electrocardiograma Fetal (ECGF), de otras señales y ruido.

Se han desarrollado algoritmos que permiten procesar una señal de ECGA para obtener a partir de ella, las señales de ECGF y ECGM. Los algoritmos de separación de ECGA tienen relevancia clínica ya que aportan información acerca del bienestar de la madre y del feto [3]. Dado que el ECGM se puede obtener fácilmente con derivaciones torácicas o en las extremidades de la mujer embarazada, la principal señal de interés en el ECGA es el ECGF. Sin embargo, el ECGM abdominal puede emplearse para derivar los intervalos RR y hacer un análisis de las fluctuaciones del periodo cardíaco materno, de gran utilidad en la evaluación de la condición autonómica.

Durante cinco décadas se han utilizado diversos algoritmos de extracción de ECGF, los cuales se basan en Filtrado Adaptable (FA) [4] [5] [6], Separación ciega de fuentes (Blind Source Separation) (BSS) [7] [8], Análisis Secuencial (AS) [9] [10] [11] y Redes Neuronales (RN) [12] entre otros.

La evaluación de desempeño de los diferentes tipos de algoritmos es una tarea confu-

sa pues cada autor ha utilizado una metodología distinta. Se han utilizado diferentes señales de prueba, cada una bajo distintas condiciones de adquisición, número de canales y semanas de gestación. Se han utilizado distintos índices de desempeño analizando variables diferentes y se muestran resultados con los cuales es difícil comparar que algoritmo tiene mejor desempeño. En esta tesis se propone una metodología para poder evaluar objetivamente el desempeño de algoritmos de extracción de ECGF a partir de una o varias derivaciones de ECGA. La metodología se basa principalmente en la evaluación del desempeño de los algoritmos de separación para poder proporcionar los ECGF y las series de tiempo de los periodos cardíacos fetales lo más precisos o exactos posible y garantizar así un análisis fisiológico y clínico confiable.

En este capítulo se hablará de los conceptos básicos de ECG, hablaremos de los tipos de monitoreo, de la información clínica que puede obtenerse en el ECG, de los retos que existen para extraer el ECGF a partir del ECGA; se mostrarán las diferentes metodologías con que se han evaluado los algoritmos de extracción y; por último hablaremos de la generación de señales sintéticas como un recurso para evaluar los algoritmos de forma controlada.

1.1. Características generales de los ECG estándar y abdominal

El ECG se define como la técnica que permite el monitoreo o registro de la actividad eléctrica del corazón. Para entender la relevancia funcional del ECG es importante recordar que los sucesos eléctricos registrados causan la contracción del músculo cardíaco. El ECG es un registro de la propagación global de la corriente eléctrica que fluye por el corazón como una función del tiempo durante un ciclo cardíaco. En un sujeto con vida extrauterina, usualmente los registros de ECG se obtienen colocando electrodos sobre la piel de manera que la actividad eléctrica del corazón se refleja en la superficie corporal como un registro integrado por un conjunto armónico y repetible de ondas, segmentos e intervalos [13].

La señal de ECG comúnmente muestra tres ondas características, las cuales se observan en la Figura 1.1 y se enumeran a continuación: 1) La onda P muestra una forma cóncava como resultado de la despolarización auricular. 2) El complejo QRS es una serie de ondas como resultado de la despolarización ventricular. 3) La onda T muestra una forma cóncava causada por la repolarización de los ventrículos. La repolarización auricular no se detecta normalmente ya que ocurre al mismo tiempo que el complejo QRS. La secuencia temporal de aparición de las ondas electrocardiográficas

determina espacios entre ellas, llamados segmentos (PQ, ST, TU); o intervalos cuando se consideran en conjunto la duración de ondas y segmentos (PR, QT, RR) [13], [14].

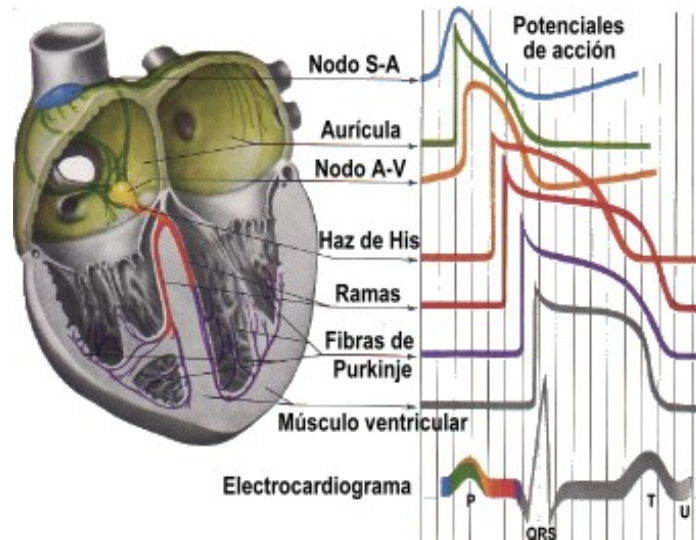


Figura 1.1: Sistema de conducción eléctrico del corazón y electrocardiograma
Sistema de conducción eléctrico del corazón y electrocardiograma. (Imagen tomada de
Cardiología Netter; G. Runge; Elsevier Inc. © [14])

De manera breve, se puede decir que normalmente la actividad eléctrica es generada y propagada a partir de un conjunto de células conocido como Nodo Sinoauricular (NSA) o células marcapaso. El NSA tiene inervación simpática y parasimpática que funciona de manera recíproca para modular la Frecuencia Cardíaca (FC) [15]. En un adulto estando en reposo se tienen entre 55 y 90 latidos por minuto (LPM), mientras que en etapas antenatales el feto presenta entre 110 y 150 LPM, o bien entre 400 ms y 540 ms en el intervalo R-R [16].

El corazón puede verse como un generador eléctrico. La actividad eléctrica del corazón puede ser representada por una red de dipolo equivalente de corriente situada en un punto que llamamos el centro eléctrico del corazón. Se asume que este centro se encuentra dentro de los límites anatómicos del corazón [17].

Varias regiones de ambos ventrículos pueden activarse simultáneamente. En este caso, la actividad eléctrica de cada región en cualquier instante de tiempo se representa como la suma de las contribuciones de los dipolos de todas las áreas activas referidas por el centro eléctrico. El medio torácico se considerar como un volumen conductor,

el cual se modela como una carga resistiva equivalente del generador cardíaco, por lo que hay una atenuación del campo conforme aumenta la distancia a la fuente. Es posible registrar una diferencia de potencial entre dos puntos de la superficie del cuerpo de una persona o entre un punto de la superficie y un punto de referencia asignado, lo cual se conoce como registro bipolar o monopolar respectivamente [17].

Los potenciales eléctricos son determinados por la colocación de los electrodos en la superficie del cuerpo, por lo tanto se eligen puntos que estén separados uno del otro para obtener una diferencia de potencial. Cada colocación o derivación electrocardiográfica va a producir una forma de onda distinta en el registro, pero totalmente predecible por ser determinista. Tomando en cuenta lo anterior, es relativamente fácil conocer la forma de onda aproximada en los registros estándar o convencionales. En la práctica clínica existen 12 derivaciones que forman un electrocardiograma convencional [17], el cual puede registrarse en cualquier momento de la vida extrauterina de una persona. Sin embargo, para los registros de ECGA no existe una convención en las posiciones de los electrodos.

Existen diferencias en el funcionamiento mecánico del corazón fetal, pero los principios electrofisiológicos son los mismos y el ECGF contiene todos los componentes (ondas, segmentos e intervalos) de un ECG, equivalentes a los mostrados en la Figura 1.1 [3].

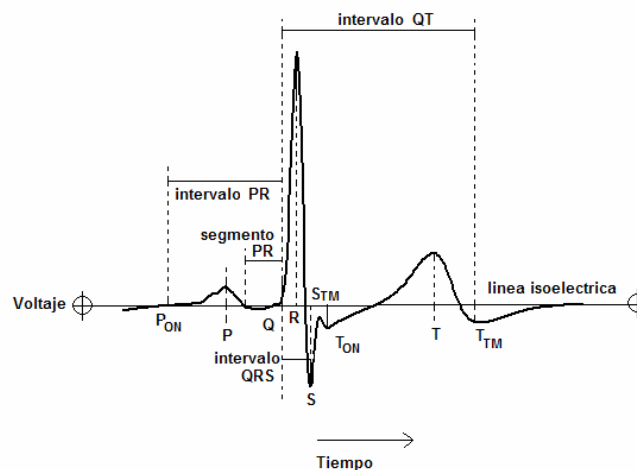


Figura 1.2: Electrocardiograma con ondas, segmentos e intervalos. Los subíndices ON y TM se refieren al inicio y terminación de una onda en particular, respectivamente [1]

Con relación a la morfología del ECG, el análisis básico consiste en mediciones de

la amplitud de las ondas y en la duración los segmentos e intervalos, como se muestra en la Figura 1.2. La magnitud de estos parámetros en un sujeto adulto y un feto difieren. De hecho, la amplitud de los complejos maternos es de 2 a 1000 veces más grande que los complejos fetales. La duración de los complejos QRS fetales está en un intervalo entre 50 y 80 mseg [3], mientras que para los complejos QRS maternos está en un intervalo entre 90 y 110 mseg [18].

1.2. Monitoreo electrónico fetal

De acuerdo a las estadísticas nacionales, se estima que para el 2007 nacieron en México alrededor de 2 millones 100 mil niños, de los cuales 25 % tuvieron riesgo de presentar algún problema al momento del nacimiento, quienes posteriormente pudieron tener repercusiones en el desarrollo, crecimiento y vida social del individuo [19]. Más aun, el Dr. Carlos Vargas García, director general del Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento (CIMIGEN), especifica que los problemas más comunes al nacimiento son el peso bajo (que representa el 10 %), la prematuridad (8 %), la hipoxia (5 %) y las malformaciones congénitas (2%) [20]. La Secretaría de Salud afirma que para atender a los problemas neonatales y disminuir riesgos se requiere de una adecuada atención del embarazo y del parto con mayor uso de la tecnología confiable y segura [21].

1.2.1. Técnicas de monitoreo

Una de las variables más utilizadas para dar seguimiento a las condiciones clínicas fetales es la determinación de la Frecuencia Cardíaca Fetal (FCF) y las fluctuaciones que ésta presenta bajo diversas condiciones, como los movimientos corporales del feto o su respuesta a estimulación acústica. En la actualidad se consideran dos procedimientos básicos para dar seguimiento al comportamiento de la FCF: 1) por medio de la auscultación y, 2) empleando técnicas de MEF [22], [2]. En la primera el médico utiliza un estetoscopio tipo pinard con el cual puede percibir los latidos del feto a través del abdomen materno. En la segunda el médico se apoya en instrumentos electrónicos que permiten obtener información que se asume es cuantitativa y por lo tanto más precisa. La técnica más frecuentemente utilizada para evaluar la FCF es el Ultrasonido (US) Doppler. Sin embargo, la determinación de la FCF instantánea, medida como intervalo o periodo cardíaco latido a latido, no es muy precisa por US, debido a que comúnmente se hace una promediación móvil cada 2 a 3 segundos. La ECGF también se ha utilizado para evaluar de manera más precisa la FCF, ya que con esta técnica es posible identificar el intervalo RR y a partir de éste cuantificar la

FCF instantánea. Más aún, la información contenida en el ECGF abre la posibilidad de analizar la morfología de esta señal, misma que aporta elementos de evaluación del bienestar fetal [3].

Además del ECG, es posible obtener la frecuencia cardíaca y la morfología de la actividad eléctrica mediante magnetocardiografía. Sin embargo, el equipo utilizado en esta técnica tiene un costo muy elevado y no existe posibilidad de portabilidad, mientras que el ECGF brinda la oportunidad de tener un monitor portátil para registros de larga duración, especialmente útiles en embarazos de alto riesgo. Dadas las premisas anteriores, el ECGF se ha constituido en una de las técnicas más utilizadas para hacer mediciones de la FCF instantánea. Por lo tanto, el ECGF en periodos prenatales representa un reto que no ha sido totalmente resuelto.

1.2.2. Información que se obtiene del monitoreo

El ECGF es una herramienta clínica de gran utilidad ya que a partir de ella se puede obtener información en dos sentidos; la primera sobre las fluctuaciones del período cardíaco y la segunda, sobre las características morfológicas del ECG. Con respecto a las fluctuaciones del período cardíaco, se ordena en series de tiempo latido a latido conocidas como Cardiotacograma Fetal (CTGF), a partir del cual se puede realizar el análisis de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca Fetal (VFCE). Dado que la FC es regulada por el sistema nervioso autónomo, entonces el análisis de VFCE puede proporcionar indicadores de la modulación simpática y parasimpática y, consecuentemente, de las condiciones de desarrollo y de bienestar fetal [23]. Este análisis consiste básicamente en registrar el aumento o la disminución de VFCE, además de contabilizar las aceleraciones o desaceleraciones en la FCF, registrar si existe bradicardia o taquicardia. Además se analiza la modulación simpátovagal, al medir la potencia espectral total o separando bandas de alta o de baja frecuencia asociadas a la modulación autonómica [24]. Cabe mencionar que las alteraciones en los índices de VFCE se han relacionado clínicamente con hipoxia y acidosis fetal [25].

Con respecto al análisis morfológico del ECG, éste da información sobre el comportamiento electrofisiológico del corazón, el cual puede alterarse por múltiples factores. Los parámetros morfológicos más comúnmente utilizados han sido: el intervalo PQ, el ancho del complejo QRS, cambios en la onda P, en la onda T y en el segmento ST, cuyas alteraciones, por otra parte, se han asociado con el nivel de oxigenación fetal [3]. Desde este punto de vista, el ECGF constituye una herramienta de gran utilidad, por lo que la adquisición de la señal con buena calidad para obtener parámetros confiables es de suma importancia.

1.2.3. Métodos de obtención del ECG fetal

El método para la obtención del ECGF puede ser directo o indirecto. El primero es un método en el que se inserta directamente un electrodo en el caput del feto. Sin embargo, esta maniobra es invasiva y sólo es posible realizarla en trabajo de parto, cuando ya se han roto las membranas coriónicas. No obstante, ante la colocación de electrodos directamente en el feto, la calidad de la señal se ve frecuentemente reducida por la condición misma del ruido generado durante el trabajo de parto. El segundo método consiste en la obtención del ECGF a partir del ECGA, donde cabe recalcar que la adquisición se hace de forma no invasiva. Este tipo de registro es indirecto, ya que los electrodos se colocan sobre la superficie abdominal materna, de manera que se obtiene información del feto durante el embarazo y en trabajo de parto. Sin embargo, la cantidad de posibles interferencias sobre el ECGF indirecto es aún mayor, por lo que tanto la adquisición, como el procedimiento de la señal para mejorar su calidad son todo un reto para la ingeniería biomédica.

1.2.3.1. Problemática del ECG abdominal

El ECGA obtenido de una mujer embarazada estaría conformado al menos por las contribuciones del ECGM y del ECGF. Sin embargo, al ECGA se agregan otras señales de interferencia o ruido [3]. De esta manera, aún bajo condiciones óptimas el contenido de la señal de ECGA presenta dificultades para su análisis y procesamiento debidas a varios factores como: 1) coincidencia temporal y espectral entre los complejos maternos y fetales; 2) señal materna de mayor amplitud a la fetal; 3) morfología de onda distinta en cada posición de los electrodos en la piel de la madre; 4) modulación por múltiples interferencias como electromiografía, movimientos corporales y respiratorios tanto de la madre como del feto [26]; y 5) otros factores como colocación de los electrodos, posición fetal, y edad gestacional, etc. [3].

1.3. Antecedentes

En esta sección se describirán los métodos que se han utilizado para evaluar el desempeño de algunos algoritmos de extracción de ECGF a partir del ECGA. También se incluyen en esta sección antecedentes sobre la generación de señales sintéticas, lo cual es un recurso comúnmente utilizado para evaluar el desempeño de algoritmos de modo que se pueda conocer y controlar la señal de prueba.

1.3.1. Métodos para la evaluación de algoritmos de extracción del ECG y cardiograma fetales

En la Tabla 1.1 se presenta de forma resumida un conjunto de métodos empleados por diversos autores para evaluar el desempeño de algoritmos de extracción de ECGF. Es importante notar que cada autor utiliza su propia manera de evaluar algoritmos, por lo que resulta complicado determinar objetivamente cual o cuales algoritmos de extracción son los que mejor desempeño muestran para obtener el ECGF a partir del ECGA.

El primer algoritmo en la Tabla 1.1, denominado VARMI, fue desarrollado por Rodríguez y cols. [9] en el Laboratorio de Investigación en Fisiología Humana (LIFH) de la Universidad Autónoma Metropolitana en colaboración con el CIMIGEN. El procesamiento del sistema VARMI se realiza en una sola derivación y necesita que un usuario entrenado señale un par sucesivo de complejos maternos y un par de fetales. La evaluación del algoritmo se hizo con 29 señales reales y 14 sintéticas. Las señales sintéticas se basan en el modelo descrito por Friesen y Cols. [26]. El desempeño del algoritmo se evaluó por la proporción de complejos fetales detectados, en comparación con las detectadas por un experto o las establecidas en las señales sintéticas. La sensibilidad del algoritmo mostró ser de 99 y 87% para la detección de complejos maternos y fetales, respectivamente. También se evaluó que el tiempo de procesamiento no superara el tiempo de adquisición [9].

Martens y Cols. [10] presentan un algoritmo para extraer el ECGF eliminando de forma secuencial el ruido, la señal materna, y detectando los complejos QRS fetales. Registraron 5 canales bipolares construidos a partir de un arreglo de 13 electrodos en 20 sujetos reales. Para su evaluación se tomó una tasa de éxito (o sensibilidad) basado en el análisis del Cardiograma (CTG) obtenido. En este trabajo se consideró como una detección incorrecta si la detección analizada se desviaba más de 10 LPM de la mediana del CTG calculada en bloques de 10s. Su sensibilidad fue del 85% para el caso fetal.

Arias y Cols. [11] presentan un algoritmo implementado en una plataforma independiente que procesa los datos en tiempo real. El algoritmo realiza la detección de forma automática. Para su evaluación se utilizaron 25 señales de sujetos reales con una sola derivación. Se obtuvo una sensibilidad del 80% para las detecciones fetales de acuerdo con las detecciones hechas por un experto.

Lathauwer y Cols. [7] utilizan un método de extracción del ECGF basado en BSS en subespacios. En este método se considera como un subespacio a la contribución materna y como otro subespacio a la contribución fetal. Para su evaluación se muestran resultados gráficos al utilizar un par de señales reales. Sus gráficas muestran los

Tabla 1.1: Métodos utilizados para la evaluación de algoritmos de extracción de ECG fetal. BBS (separación ciega de fuentes), ECM (error cuadrático medio), DCM (diferencia cuadrática media), RSR (relación señal a ruido)

Autor/ tipo de algoritmo	Num de canales	Señales utilizadas	Variables analizadas	Resultados mostrados	Indices Utilizados
Rodriguez [9]/ Secuencial	1	29 reales, 14 sintéticas	Detecciones	87 %	Sensibilidad
Martens [10]/ Secuencial	13	20 reales	morfología CTG	85 %	Tasa de éxito
Arias [11]/ Secuencial	1	25 reales	Detecciones	80 %	Tasa de éxito
Lathauwer [7]/ BBS	8	2 reales	-	-	No reportado
Pani [8]/ BBS	8	8 reales	morfología FECG	-	ECM
Golzan [12]/ Clasificación	4 a 6	55 reales	Patrón QRS	96.49 % (22 %) 93.79 % (22 %) 94.86 % (22 %)	Sensibilidad Especificidad Exactitud
Sameni [27]/ Clasificación	8	sintéticas	morfología	-	Mejora RSR
Song [4]/ Adaptivo	1	5 reales, 5 sintéticas	-	-	No reportado
Ibrahimy [5]/ Adaptivo	1	5 reales	morfología CTG	3.31-6.63 % 84.10 % 0.84 a 0.93	% DCM %tiempo correlación
Martinez [6]/ Adaptivo	2	20 sintéticas	morfología FECG	grafico	% Dif RMS correlación RSR

canales en los que se extrajo la contribución fetal, sin embargo no muestran resultado cuantitativos.

Pani y Cols. [8] utilizan un método **BSS**, llamado Diagonalización aproximada de matrices propias (Joint Approximation Diagonalization of Eigenmatrices) (**JADE**) en el cual se optimiza la matriz de mezcla para encontrar las fuentes ocultas. En este trabajo realizan la implementación del algoritmo en una tarjeta independiente buscando su funcionamiento en tiempo real. Para evaluar su método comparan una señal obtenida de **ECGF** con **JADE** contra su implementación del **JADE** en línea; sin embargo, tampoco muestran resultados cuantitativos del desempeño de su algoritmo de separación.

Golzan y Cols. [12] presentan la implementación de una red neuronal para la extracción del **ECGF** utilizando la función de máxima verosimilitud y clasificación Bayesiana. Las características se extrajeron de las señales utilizando la transformada discreta de Fourier, la transformada Wavelet y análisis de componentes principales (Principal Component Analysis) (**PCA**). Se utilizaron datos de entrenamiento y se determinó cómo clasificar si existe un complejo QRS fetal, o si no existe. Hay un umbral de rechazo para los complejos donde no se puede hacer la clasificación con las características extraídas. Utilizaron 55 señales de la base de datos de physionet [28] con las que obtuvieron 96.48% de sensibilidad, con 22% de los complejos no clasificados.

Song y Cols. [4] presentan un algoritmo en el que se utiliza filtrado adaptable y de correlación en cualquier canal abdominal para extraer el **ECGF**, en su método de evaluación utilizan 5 señales reales y 5 sintéticas, estas últimas señales se generaron utilizando la base de datos MIT/BIH. No se reporta cuantitativamente el resultado obtenido, sólo se muestran gráficamente señales obtenidas.

Ibrahimi y Cols. [5] presentan un algoritmo basado en filtrado digital con umbral adaptable. Para su evaluación se registraron 5 señales reales con una sola derivación. Se utilizó un monitor de ultrasonido Doppler como referencia para comparar los **CTG** obtenidos. Sus resultados muestran un promedio de 5.32% en el porcentaje de diferencia cuadrática media (**PDCM**), con un coeficiente de correlación lineal de 0.84 a 0.93. Los **CTGF**'s obtenidos permanecen el 84.1% del tiempo dentro de un intervalo de ± 5 **LPM** respecto a su método de referencia.

A diferencia de los demás trabajos, Martinez y Cols. [6] no proponen un algoritmo de extracción con su propia evaluación, en cambio proponen una metodología para evaluar el desempeño de algoritmos de extracción del **ECGF**. Este trabajo [6] es el principal antecedente de esta tesis, pues es una primer propuesta para sistematizar la forma de evaluar los algoritmos. Esta metodología consiste en obtener el **PDCM**

y el coeficiente de correlación de la señal de **ECG** original respecto a la recuperada de los algoritmos. Además, agregan otro índice en el que relacionan la **RSR** de la señal original con la **RSR** de la señal recuperada. En esta metodología se utilizan 20 señales sintéticas con las que comparan gráficamente la obtención de los parámetros utilizando la señal completa y en segmentos.

1.3.2. Generación de señales sintéticas de ECG abdominal

Se han tomado como referencia algunos trabajos [26] [27], donde se han generado de forma sintética las señales de **ECGA**, con el fin de probar los algoritmos diseñados de una forma objetiva, bajo condiciones totalmente controladas.

El modelo propuesto por Friesen [26] es un modelo aditivo, en el cual una señal de **ECG** de un adulto DII es contaminada con el ruido descrito en la ecuación (1.1). Esta señal fue utilizada para evaluar el desempeño de 9 algoritmos de detección de complejos QRS de **ECG** adulto [26].

$$ECG_a(t) = A \cdot ECG(t) + W_{Resp}(t) + W_{EMG}(t) + W_{Mov}(t) + W_{LA}(t) \quad (1.1)$$

donde $ECG(t)$ es la señal pura de **ECG** con amplitud A , $W_{Resp}(t)$ es el ruido asociado con la respiración del sujeto, el cual se simula con una senoidal a 0.4Hz, $W_{EMG}(t)$ es el ruido asociado con la actividad muscular, se representa con ruido gaussiano, $W_{Mov}(t)$ son cambios abruptos en la señal debido a movimientos del paciente, se simula con una señal de forma bifásica con una duración entre 100 y 500ms, con variaciones en amplitud entre 0.5 y -0.5mV, $W_{LA}(t)$ es el ruido debido a la línea de alimentación, se representa con una sinusoidal a 60Hz [26].

Sameni [27] presenta el **ECG** considerando al corazón como un dipolo que representa los vectores cardíacos, los cuales se relacionan a su vez con los potenciales eléctricos que se registran en la superficie del cuerpo. En este modelo se consideran las diferentes vistas desde las cuales se puede registrar el **ECG** tomando en cuenta el ruido que se tiene en la realidad. Este modelo es generalizado para obtener registros de **ECGA** en el cual se hace un dipolo para modelar el corazón materno y otro más para el corazón fetal. Este modelo se utilizó para evaluar el desempeño de algoritmos basados en el análisis de componentes independientes (Independent Component Analysis) (**ICA**) [27], por lo que este antecedente está incluido también en la Tabla 1.1. El modelo propuesto por Sameni [27] considera lo descrito en la ecuación (1.2)

$$ECGa(t) = H_m \cdot R_m \cdot \Lambda_m \cdot s_m(t) + H_f \cdot R_f \cdot \Lambda_f \cdot s_f(t) + W(t) \quad (1.2)$$

donde los subíndices m y f indican las contribuciones maternas y fetales, respectivamente; $H_{N \times 3}$ es el volumen conductor, $R_{3 \times 3}$ es la matriz de rotación del dipolo, $\Lambda_{3 \times 3}$ son los pesos con que se escala el dipolo en cada dirección, $s(t)_{3 \times 1} = [x(t), y(t), z(t)]^T$ contiene el dipolo en cada instante de tiempo, $W(t)_{N \times 1}$ es el ruido del canal. $ECGa(t)_{N \times 1}$ es la suma de la señal materna, la fetal y el ruido en los N canales simulados.

1.4. Justificación

Dado que el 25 % de las personas que nacen cada año pueden presentar un riesgo en su salud al momento del nacimiento [19], clínicamente es importante contar con herramientas de diagnóstico que sean confiables y por lo tanto que hayan sido evaluadas de forma objetiva. Específicamente hablando del **ECGA** es importante tener una correcta detección de los complejos fetales, de manera que pueda obtenerse con precisión la serie de tiempo del intervalo R-R con el cual se pueda hacer un análisis de **VF**CF. También es importante obtener la señal de **ECGF** lo más completa posible, de modo que puedan analizarse los segmentos e intervalos de los componentes de la señal. Una buena detección de los complejos fetales y un correcto análisis morfológico nos llevarán a ofrecer una herramienta de apoyo en el monitoreo materno-fetal que colabore con la vigilancia durante el embarazo y por lo tanto a disminuir riesgos en el nacimiento.

Dada la cantidad de factores involucrados, la obtención de un **ECGF** de calidad es un problema actual por resolver donde el desarrollo y la evaluación de sistemas robustos, no invasivos y portátiles para el análisis del **ECGF** tanto intraparto como anteparto resulta relevante. Más aún, definir cuál es el mejor procedimiento de extracción no es una tarea fácil. Los algoritmos mostrados en la tabla 1.1 no han sido evaluados utilizando el mismo procedimiento, lo cual se resume en los siguientes puntos: 1) las señales de prueba son distintas (tipo de registro, semanas de gestación, condiciones de adquisición) 2) se han obtenido diferentes índices de desempeño y se analizan diferentes variables 3) se muestran resultados con los cuales resulta complicado comparar los algoritmos. Por lo tanto, uno de los principales retos es lograr la evaluación exhaustiva y uniforme de algoritmos de extracción de **ECGF**. La pregunta es cómo evaluar los algoritmos para determinar su desempeño global y asegurar la obtención de parámetros confiables y comparables.

Basado en el manejo de señales sintéticas y reales, la presente tesis propone un esquema de evaluación del desempeño de algoritmos de extracción del ECGF. El desempeño implica una adecuada detección de los complejos fetales, la obtención del CTGF y el análisis morfológico del ECGF, dentro de las limitaciones impuestas por las condiciones de adquisición.

1.5. Hipótesis

El análisis integral de los algoritmos de extracción de ECGF a partir del ECGA se puede realizar empleando índices del desempeño tanto del análisis morfológico del ECGF como del análisis de las series de tiempo de la FCF. Estos índices de desempeño pueden ser cuantificables en relación a bases de datos de señales confiables sintéticas y señales reales.

1.6. Objetivos

1.6.1. General

Diseñar, proponer y aplicar una metodología de evaluación integral de algoritmos de extracción de ECGF a partir del ECGA, basada en la comparación con señales de referencia sintéticas y reales, que permitan la determinación de la calidad y confiabilidad de parámetros morfológicos del ECGF y los derivados del CTGF preparto.

1.6.2. Específicos

- Diseñar un procedimiento de evaluación de algoritmos de extracción del ECGF.
- Desarrollar un programa de generación de señales sintéticas de ECGA bajo un modelo que permita tener diferentes relaciones de señal a ruido de modo controlado.
- Obtener un banco de señales reales con anotaciones de las ocurrencias de los complejos maternos y fetales supervisadas por un experto humano.
- Implementar dos ejemplos de algoritmos de extracción de ECGF.
- Aplicar el procedimiento de evaluación de desempeño sobre los algoritmos implementados.

Capítulo 2

Metodología

Para evaluar algoritmos de extracción de [ECGF](#) se propuso un método general descrito en la Sección [2.1](#). Este método contiene los criterios de evaluación, los índices de desempeño diseñados para evaluar los algoritmos de extracción de [ECGF](#) y la obtención de un banco de datos originales que incluye señales reales y sintéticas. En la Sección [2.2](#), a manera de ejemplo, se presenta la aplicación del método propuesto sobre dos algoritmos de extracción de [ECGF](#).

2.1. Método general para la evaluación de algoritmos de extracción de ECG fetal

2.1.1. Criterios de diseño

Para diseñar el método de evaluación de algoritmos de extracción de [ECGF](#) se tomaron en cuenta diversos criterios, de forma tal que el método:

- Permita evaluar cualquier tipo de algoritmo de extracción de [ECGF](#) a partir del [ECGA](#).
- Incluya un conjunto de señales reales y sintéticas, marcadas en la localización del complejo QRS y con distintas relaciones de amplitud entre las señales materna, fetal y ruido.
- Permita evaluar algoritmos para el caso materno y fetal desde la perspectiva de tres bloques: la detección de los complejos QRS, la obtención del [CTG](#) y la obtención de los promedios ensamble de [ECG](#) sincronizados con los complejos QRS.

- Pueda realizar una evaluación integral o con prioridad en alguno de los bloques.

El diagrama que se muestra en la Figura 2.1 muestra el diseño general del método de evaluación tomando en cuenta los criterios de evaluación anteriormente enumerados.

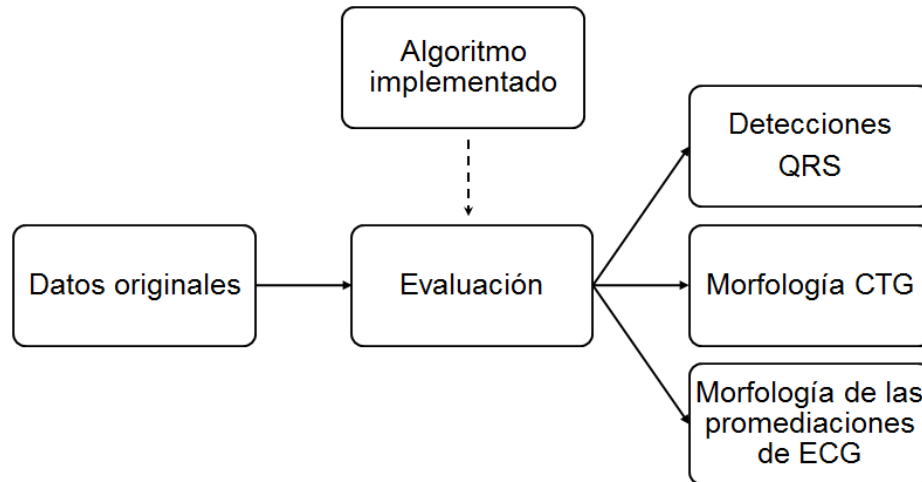


Figura 2.1: Método general de evaluación de algoritmos de extracción de electrocardiograma fetal a partir del electrocardiograma abdominal

2.1.2. Datos originales

Los datos originales están conformados por un banco de señales reales y señales sintéticas con características específicas generadas por un programa. En ambos casos la ubicación de los complejos QRS maternos y fetales está marcada de manera que se utiliza como referencia. Para el caso de señales reales se utilizaron las detecciones hechas por el experto, mientras que en el caso de las señales sintéticas se predefinió la ubicación de los complejos QRS maternos y fetales.

2.1.2.1. Señales reales

Las señales reales presentan en forma natural las dificultades mencionadas en la Sección 1.2.3.1. A continuación se presentan los detalles de la adquisición, el procedimiento para obtener las ubicaciones de los complejos QRS y la medición de la relación de amplitudes en las señales.

Adquisición. Se obtuvieron 35 registros de ECGA en mujeres uníparas con embarazos de bajo o mediano riesgo, pacientes del CIMIGEN, entre el segundo y tercer trimestre de embarazo, en posición semirecumbente o decúbito lateral izquierdo. El ECGA se registro en tres canales mediante amplificadores bioeléctricos Nihon Kohden acoplados al sistema biopac MP100 para la adquisición, con una frecuencia de muestreo de 500Hz y con una duración entre 5 y 10 minutos. Los registros se obtuvieron utilizando tres derivaciones bipolares ó tres monopolares (aumentadas), según se observara mayor posibilidad para obtener el ECGF. Con fines prácticos, para el caso de registros en una mujer embarazada, se propuso una nomenclatura para las derivaciones abdominales como se muestra en la Tabla 2.1 y de acuerdo con las posiciones de los electrodos como se indican en la Figura 2.2

Tabla 2.1: Colocación de electrodos abdominales análoga a triángulo de Einthoven

Tipo de derivación	Derivación abdominal	Derivación Einthoven
Monopolares (Aumentadas)	Paraumbilical Derecho (PUD)	AVR
	Paraumbilical Izquierdo (PUI)	AVL
	Púbico (PUB)	AVF
Bipolares	Diagonal Derecho (DD)	II
	Diagonal Izquierdo (DI)	I
	Horizontal (H)	III

Detecciones de complejos QRS por el experto. En las señales registradas el experto realizó la detección de complejos QRS maternos y fetales utilizando el sistema VARMI [9]. Para cada canal de las señales registradas el experto seleccionó dos complejos maternos y dos complejos fetales consecutivos. Sobre estos complejos el sistema calculó las amplitudes, los intervalos R-R, y las pendientes para ubicar los complejos QRS maternos y fetales en toda la señal. Una vez identificados los puntos de ocurrencia de los complejos maternos, se cancelan estos últimos en la señal abdominal para obtener una señal únicamente fetal donde se hacen detecciones de complejos QRS fetales. Así mismo, en la señal abdominal se cancelan los complejos fetales para separar la señal materna. Posteriormente, el experto corrigió manualmente las detecciones que el algoritmo hizo erróneamente [9]. Con este procesamiento se obtuvieron los intervalos R-R maternos y fetales para conformar los CTGs y la separación de las señales de ECGM y ECGF. Es importante resaltar que con este sistema el procesamiento fue complicado, pues hubo que procesar canal por canal de las 35 pacientes (105 señales

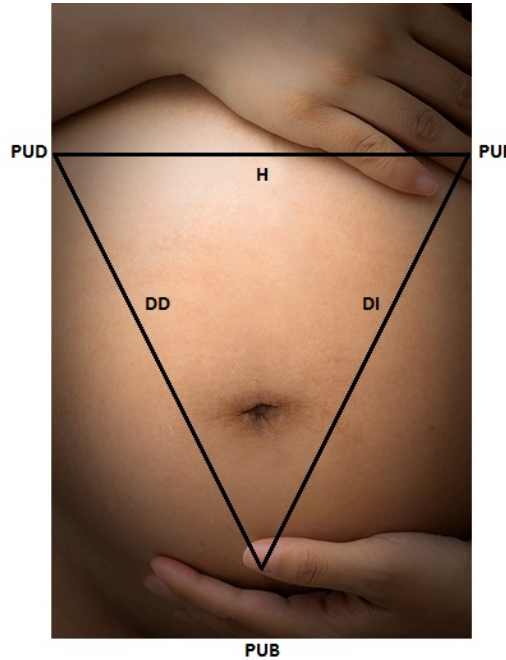


Figura 2.2: Posiciones de los electrodos en forma de triángulo

en total), en donde no siempre fue posible obtener la separación del ECGM y del ECGF.

Medición de Relación Señal a Ruido. Algunos autores [7], [10], [12] han utilizado como base las semanas de gestación para ordenar distintas señales de prueba. Sin embargo, la RSR fetal no se incrementa de forma directa conforme aumentan las semanas de gestación [11], ya que hay diversos factores que influyen como la posición fetal, el grosor de la placenta y el vernix caseoso, entre otros, por lo tanto la variable que se utilizó como base para ordenar las señales de prueba fue la RSR. Otra relación que es importante considerar es la relación entre la señal fetal y la materna, a la que llamaremos Relación Señal a Interferencia (RSI). Las definiciones empleadas de estas dos relaciones se presentan en las ecuaciones (2.1) y (2.2):

$$RSI = 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2}{\sigma_M^2} \quad (2.1)$$

$$RSR = 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2}{\sigma_\eta^2} \quad (2.2)$$

Donde σ_F^2 es la varianza obtenida a partir de los promedios de ensamble del ECGA sincronizado con el máximo del complejo QRS fetal en una ventana de $\pm 25\text{ms}$, que equivale al ancho promedio de un complejo QRS fetal [3], σ_M^2 es la varianza obtenida a partir de los promedios de ensamble del ECGA sincronizado con el máximo del complejo QRS maternos en una ventana de $\pm 33\text{ms}$, que equivale al ancho promedio de un complejo QRS materno [13] y σ_η^2 es la varianza de los segmentos donde no hay complejo materno ni fetal. Para poder obtener estas relaciones se utilizaron las detecciones de los complejos QRS tanto maternas como fetales dadas por el experto o las localizaciones dadas por el generador, que estuvieran libres de coincidencias. Se consideró como coincidencia cuando parte del complejo QRS fetal quedó dentro del complejo QRS materno; evaluado usando una diferencia menor a 50ms entre los máximos de los complejos.

Por medio de las ecuaciones (2.1) y (2.2) se obtuvieron las características de las señales reales con dos propósitos: el primero fue conocer las relaciones que hay entre las amplitudes maternas, fetales y del ruido para evaluar el funcionamiento del algoritmo, el segundo fue para reproducir sus características al generar señales sintéticas con un intervalo más amplio de RSI y RSR.

2.1.2.2. Señales sintéticas

El uso de señales sintéticas tuvo el propósito de evaluar los algoritmos con los datos de entrada controlados. Esto significa que se variaron las características de la señal materna, de la señal fetal y del ruido para construir una señal deseada. De esta manera, se amplió la perspectiva que nos da la evaluación con señales reales, al utilizar un modelo de generación de ECGA que produjera señales con propiedades similares a las de un ECGA real, pero donde la proporción de cada componente fuera controlable y se conociera con certeza la ubicación de los complejos QRS maternos y fetales.

Modelo de dipolo. Se utilizó la librería electrofisiológica de código abierto (Open Source Electrophysiological Toolbox) (OSET) [29], la cual permite generar señales sintéticas a partir del modelo descrito en [27], el cual es una representación de la actividad eléctrica en el miocardio por medio de un vector de rotación que considera una proyección en tres dimensiones, donde se incluye el volumen conductor que existe en la cavidad torácica como un medio resistivo. Retomando la ecuación (1.2), es importante mencionar que $s(t)$ contiene los componentes x, y, z del modelo de dipolo. Estos tres componentes están dadas por la ecuación (2.3).

$$\begin{aligned}
 x &= - \sum_i \frac{\alpha_i^x \omega}{(\beta_i^x)^2} \Delta \theta_i^x \exp\left[-\frac{\Delta \theta_i^x}{2(\beta_i^x)^2}\right] \\
 y &= - \sum_i \frac{\alpha_i^y \omega}{(\beta_i^y)^2} \Delta \theta_i^y \exp\left[-\frac{\Delta \theta_i^y}{2(\beta_i^y)^2}\right] \\
 z &= - \sum_i \frac{\alpha_i^z \omega}{(\beta_i^z)^2} \Delta \theta_i^z \exp\left[-\frac{\Delta \theta_i^z}{2(\beta_i^z)^2}\right]
 \end{aligned}
 \tag{2.3}$$

donde $\omega = 2\pi f$ y f es la frecuencia cardíaca latido a latido en Hertz. Cada uno de los componentes del vector de dipolo es una suma de gaussianas con amplitudes $\alpha_i^x, \alpha_i^y, \alpha_i^z$; con anchos $\beta_i^x, \beta_i^y, \beta_i^z$ y ángulos de fase $\theta_i^x, \theta_i^y, \theta_i^z$ de manera que la optimización de estos parámetros permite modelar la forma de onda que tiene un ECG. Se utiliza un dipolo para modelar los complejos maternos y otro para los complejos fetales. La librería OSET contiene una función que permite la optimización de parámetros con un complejo promedio dado [27], [30], [31].

Variabilidad de la frecuencia cardíaca. Otra de las características que se simularon fue la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) para simular la modulación simpático-vagal. El control dado por el Sistema Nervioso Autónomo (SNA) provoca que tanto la madre como el feto tengan de forma independiente VFC [3]. Para introducir esta característica se hizo variar el factor w de la ecuación (2.3), esta frecuencia se puede simular de forma constante para la señal materna y para la señal fetal; sin embargo, modificamos la función de la librería OSET para Matlab®, de manera que se generaron dos dipolos con periodos cardíaco variables para simular el corazón materno y el corazón fetal. Para agregar VFC en la generación de los ciclos cardíacos se optó por utilizar un conjunto de CTGs reales. Estos fueron elegidos a partir de una base de datos obtenida en CIMIGEN en la cual se buscó tener CTGs fetales de tal variedad que cubrieran un interés clínico, lo cual incluye: desaceleraciones normales, tardías o variables, variabilidad reducida, bradicardia y taquicardia [32]. El uso de diferentes CTGs tiene una gran importancia ya que es utilizado para obtener índices de bienestar fetal [3] y nos permite evaluar, la forma que tiene el CTG obtenido al utilizar los algoritmos de extracción de ECGF, comparándolo con el CTG original.

Ruido agregado de forma controlada. Para controlar la RSR y la RSI se crearon los factores A y B , de manera que las señales sintéticas tuvieran las relaciones deseadas de acuerdo a un intervalo ampliado, tomando como referencia las carac-

terísticas obtenidas en las señales reales con las ecuaciones (2.1) y (2.2). Los factores A y B se describen en las ecuaciones (2.4) y (2.5).

$$A = \sqrt{\frac{\sigma_F^2/\sigma_M^2}{10^{RSI/10}}} \quad (2.4)$$

$$B = \sqrt{\frac{\sigma_F^2/\sigma_\eta^2}{10^{RSR/10}}} \quad (2.5)$$

donde la definición de las variables es la misma que en las ecuaciones (2.1) y (2.2). Para obtener estas relaciones se utilizaron las localizaciones de los complejos QRS (maternas y fetales) dadas por el generador.

Al incorporar los factores A y B en la ecuación (1.2) se obtuvo la ecuación (2.6) con la que se controlaron las contribuciones materna, la fetal y ruido en la señal de ECGA generada.

$$ECGa(t) = s_m(t) \cdot H_m \cdot R_m \cdot \Lambda_m \cdot A + s_f(t) \cdot H_f \cdot R_f \cdot \Lambda_f \cdot B + W(t) \cdot B \quad (2.6)$$

El ruido agregado se obtuvo a partir de la Base de Datos de prueba con Ruido Noise Stress Test Data Base (NSTDB), la cual es un banco de ruido real con segmentos de 30 minutos que incluye cambios en la línea de base, ruido por actividad muscular y movimientos de los electrodos [33]. En la presente tesis se agregó ruido de 60Hz simulando el de la línea de alimentación.

Localizaciones de complejos QRS generados. Dado que las gaussianas del modelo tienen una amplitud, un ancho y ángulo de fase en el cual son colocadas, el punto en que se está generando el pico R para cada ciclo cardíaco es conocido. Se colocó una etiqueta en cada complejo QRS generado. Así, cada latido tendrá una marca en el pico de la onda R, que servirá para evaluar el funcionamiento del algoritmo con señales sintéticas [34].

Volumen conductor. Asumiendo que el volumen conductor es un medio resistivo pasivo, el factor H de la ecuación (2.6) permite modelar la atenuación de la señal, la cual va a ser proporcional a la distancia que haya entre la fuente y el electrodo simulado en la superficie del cuerpo. Por lo tanto es importante determinar la ubicación de cada electrodo con relación a la localización del corazón materno y la ubicación del corazón fetal [34].

Bibin y cols. [35] presentan una serie de modelos creados a partir de imágenes de resonancia magnética para representar en 3D mujeres embarazadas de diferentes edades gestacionales, con diversas posiciones de fetos y con detalles que incluyen las ubicaciones de los órganos principales del feto y el útero. Con el programa libre de modelado en 3D llamado Blender [36] y con el intérprete Matlab®, se hizo una reconstrucción en 3D de un modelo proporcionado por Bibin y cols. [35] de una mujer con 36 semanas de gestación. En la Figura 2.3 se muestra la reconstrucción que se empleó para simular la ubicación del corazón materno, del fetal y de las posiciones Paraumbilical Derecho (PUD), Paraumbilical Izquierdo (PUI) y Púbico (PUB) utilizadas al momento de generar el volumen conductor con el modelo de dipolo [27]. Por medio de la reconstrucción en 3D es posible simular cualquier posición de electrodos.

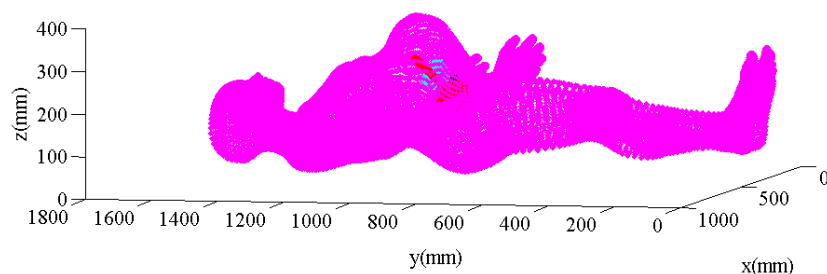


Figura 2.3: Modelo reconstruido en 3D a partir de imágenes de resonancia magnética presentado por Bibin y cols. en [35]

2.1.3. Esquema de evaluación propuesto

Como se muestra en la Figura 2.1 la evaluación compara lo recuperado por el algoritmo bajo prueba contra lo que se tiene en los datos originales considerando tres bloques: las detecciones QRS, la morfología del CTG y la morfología del ECG.

En la figura 2.4, se puede observar el funcionamiento del método de evaluación. Se basa principalmente en comparar los datos en dos momentos: El primero es tomando los datos originales, es decir, antes de que sean procesados por el algoritmo en cuestión. Estos datos incluyen la señal original con la medición de su RSR y las detecciones del experto o las localizaciones simuladas de los complejos QRS maternos y fetales. El segundo es tomando los datos recuperados por el algoritmo, que incluye la señal procesada y sus respectivas detecciones. En ambos momentos es a partir de las detecciones como se obtiene un CTG y un promedio de ensamble de ECG.

Se compara en un primer bloque las detecciones originales vs las detecciones recuperadas, por medio de los índices de sensibilidad y especificidad. En un segundo bloque se comparan los CTGs originales vs los recuperados por medio de los índices PDCM, correlación y potencia espectral de los intervalos R-R. Finalmente el tercer bloque compara los ECGs originales vs los ECGs recuperados utilizando PDCM y correlación.

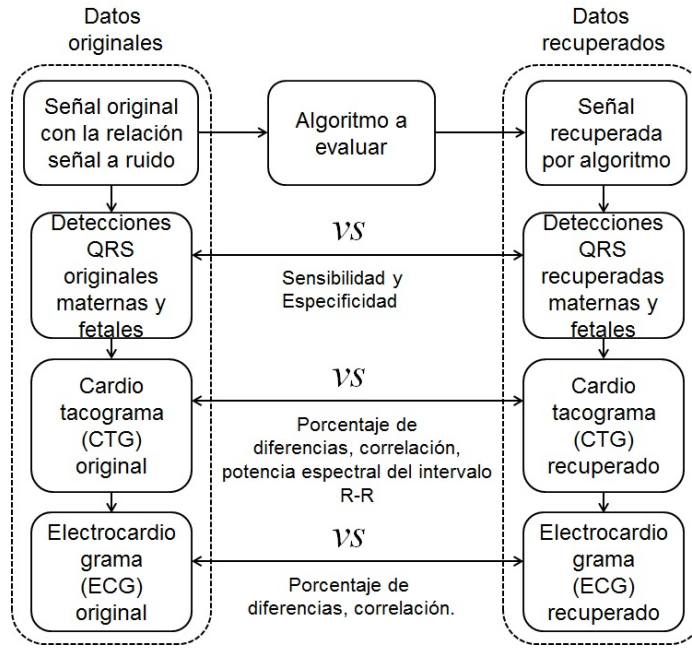


Figura 2.4: Esquema de evaluación mostrando la comparación que se propone utilizando datos originales y datos recuperados por el algoritmo en cuestión.

2.1.3.1. Detecciones QRS

Siguiendo con el esquema mostrado en la Figura 2.4 podemos comparar los datos originales con los recuperados por el algoritmo al obtener los índices de sensibilidad y especificidad dados por las ecuaciones (2.7) y (2.8).

$$Sensibilidad = \frac{VP}{VP + FN} \tag{2.7}$$

$$Especificidad = \frac{VN}{VN + FP} \tag{2.8}$$

Donde: un Verdadero Positivo (VP) se considera a la detección de la onda R, que coincide con el intervalo del complejo QRS de la señal original. Un Falso Negativo (FN) se considera a la onda R no detectada, dentro de ese mismo intervalo, que si existía en la señal original. Un Verdadero Negativo (VN) se considera al intervalo R-R (fuera del complejo QRS) libre de detecciones tanto en la señal recuperada como en la original. Un Falso Positivo (FP) se considera a la supuesta detección de la onda R, que no existía en la señal original.

Para hacer este conteo se hizo una función, que permitiera ir acumulando las detecciones originales comparadas con las detecciones recuperadas por el algoritmo en cuestión. El intervalo que se considera en el conteo de las detecciones para tomar los VP es necesario ya que hay que considerar las diferencias que puede haber entre el algoritmo de referencia que ocupa el experto y el algoritmo en cuestión. Entre estas diferencias puede estar el tipo de filtro, el orden y otras características que pueden provocar una pequeña diferencia en la detección.

2.1.3.2. Morfología cardiogramas

Es de gran importancia comparar el CTG original contra el recuperado por el algoritmo.

Este análisis nos va a servir para resaltar los puntos que no hayan sido bien detectados (FN y FP), y más aún nos va a abrir la oportunidad de saber si las detecciones correctas (VP) siguen un retraso constante o si varían.

Considerando que el análisis de morfología de CTG se centra en la comparación de las líneas de base, se hizo una rectificación donde se eliminaron los puntos fuera de comportamiento del CTG recuperado. Esta proceso se hizo por medio de una función que determina una tendencia usando un promedio móvil de 13 puntos, enseguida se utilizó como umbral un valor del 2.5 veces la desviación estándar de la señal sin tendencia, y se eliminaron los valores que superan el umbral. Posteriormente se utilizó otra función para realizar la comparación entre CTG en la que se hizo una interpolación del CTG original y del recuperado, de manera que quedaran vectores del mismo tamaño y que coincidiera el punto inicial con el final, eliminando la tendencia con un filtro pasabajos y finalmente se calculó el PDCM y el coeficiente de correlación de Pearson (ρ), por medio de las ecuaciones (2.9) y (2.10).

$$PDCM_{CTG} = \frac{\sum_{i=1}^N (CTG_o(i) - CTG_r(i))^2}{\sum_{i=1}^N CTG_o(i)} \cdot 100 \quad (2.9)$$

Donde los subíndices o y r corresponden a los datos originales y recuperados respectivamente.

$$\rho_{CTG} = \frac{\sum_{i=1}^N (CTG_o(i) - \overline{CTG_o(i)})(CTG_r(i) - \overline{CTG_r(i)})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (CTG_o(i) - \overline{CTG_o(i)})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (CTG_r(i) - \overline{CTG_r(i)})^2}} \quad (2.10)$$

Para obtener estos índices se desarrolló una función, para obtener ρ y el PDCM.

Además se comparó la Densidad Espectral de Potencia (DEP) de los CTG original y recuperado estimada con el algoritmo de Welch. De acuerdo con los trabajos de Cesarelli [37] y de Van Leeuwen [24] el análisis de la DEP para CTGF se pueden considerar tres bandas: la potencia de bajas frecuencias de 0.04 a 0.2 Hz, la potencia de altas de 0.2 a 2 Hz y la potencia total de 0.04 a 2 Hz. La comparación de potencias en las bandas de interés se hizo mediante la prueba no paramétrica de Wilcoxon con una ($p < 0.5$).

2.1.3.3. Morfología ECG

Para hacer el análisis de morfología del ECG también se utiliza el PDCM y ρ . En este caso se están comparando los promedios de ensamble del ECG sincronizado con la onda R, para lo cual se utilizaron las ecuaciones (2.11) y (2.12).

$$PDCM_{ECG} = \frac{\sum_{i=1}^N (ECG_o(i) - ECG_r(i))^2}{\sum_{i=1}^N ECG_o(i)} \cdot 100 \quad (2.11)$$

$$\rho_{ECG} = \frac{\sum_{i=1}^N (ECG_o(i) - \overline{ECG_o(i)})(ECG_r(i) - \overline{ECG_r(i)})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (ECG_o(i) - \overline{ECG_o(i)})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (ECG_r(i) - \overline{ECG_r(i)})^2}} \quad (2.12)$$

Donde N es el número de muestras que componen el promedio.

2.1.4. Respuesta de índices

Para evaluar la respuesta de los índices propuestos se hicieron tres conjuntos de CTGFs a partir de un CTGF real de 1381 latidos mostrado en la Figura 2.5.

El primer conjunto se construyó al borrar de forma aleatoria complejos QRS, es decir,

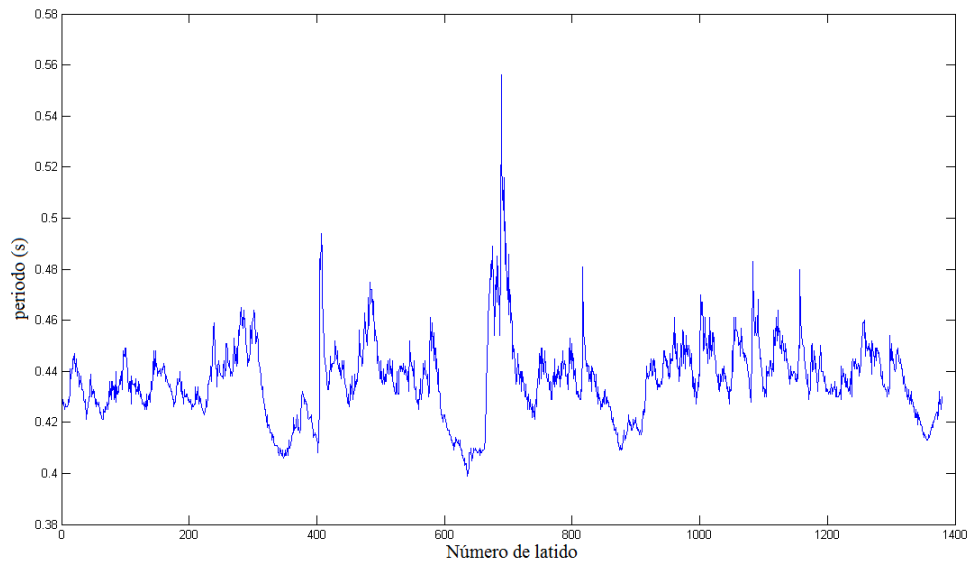


Figura 2.5: Cardiotacograma real con 1381 latidos

se le simularon **FN** hasta que quedaran únicamente 31 latidos del **CTGF** original. En la Figura 2.6 se muestra uno de los **CTGFs** modificados con 50 **FN** simulados.

El segundo conjunto se construyó al agregar complejos QRS de forma aleatoria, es decir, se le simularon **FP** hasta formar 2731 complejos QRS. En la Figura 2.7 se muestra uno de los **CTGs** modificados con 50 **FP** simulados.

Finalmente se hizo una combinación de las 2 anteriores en las que de forma aleatoria (con distribución uniforme) se eligió si se simulaba un **FP** ó un **FN** con lo que se obtuvo una serie de **CTGFs** de 1381 latidos. En la Figura 2.8 se muestra un **CTGF** con 28 **FN** simulados y 21 **FP** simulados.

El cambio gradual entre los **CTGFs** obtenidos permitió evaluar la respuesta que tienen los índices de **PDCM** y ρ en función del número de **FP** ó **FN** simulados tanto para análisis de morfología de **CTG**, así como para el análisis de morfología de **ECG**.

2.2. Aplicación del método propuesto

En esta sección se hablará específicamente de las consideraciones sobre la forma en que se aplica el método descrito en la Sección 2.1.

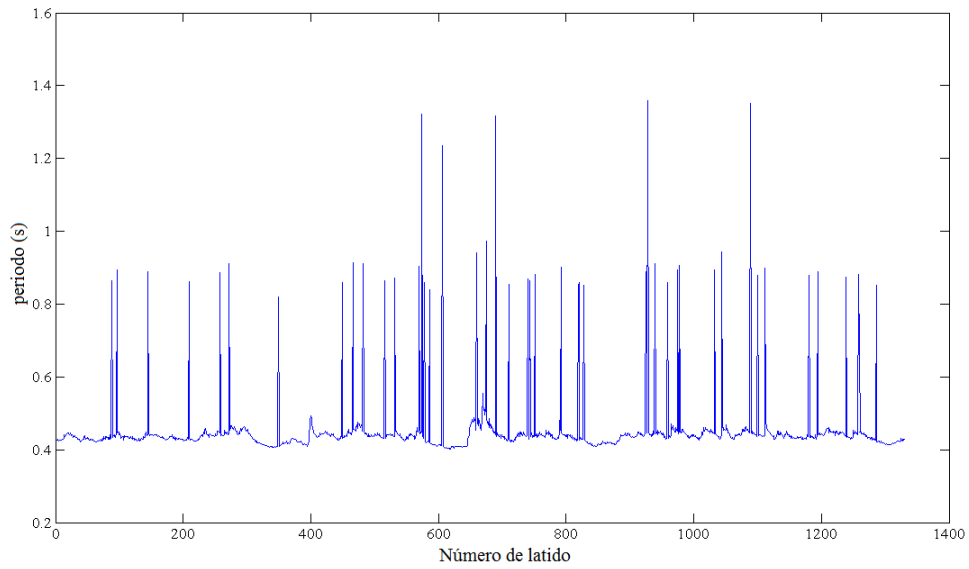


Figura 2.6: Cardiotacograma real con 50 Falsos Negativos simulados

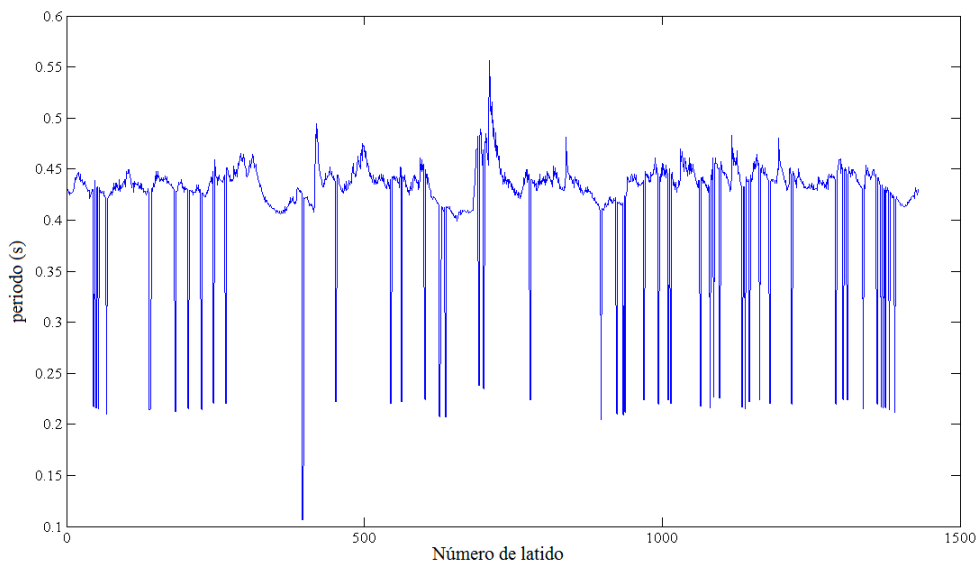


Figura 2.7: Cardiotacograma real con 50 Falsos Positivos simulados

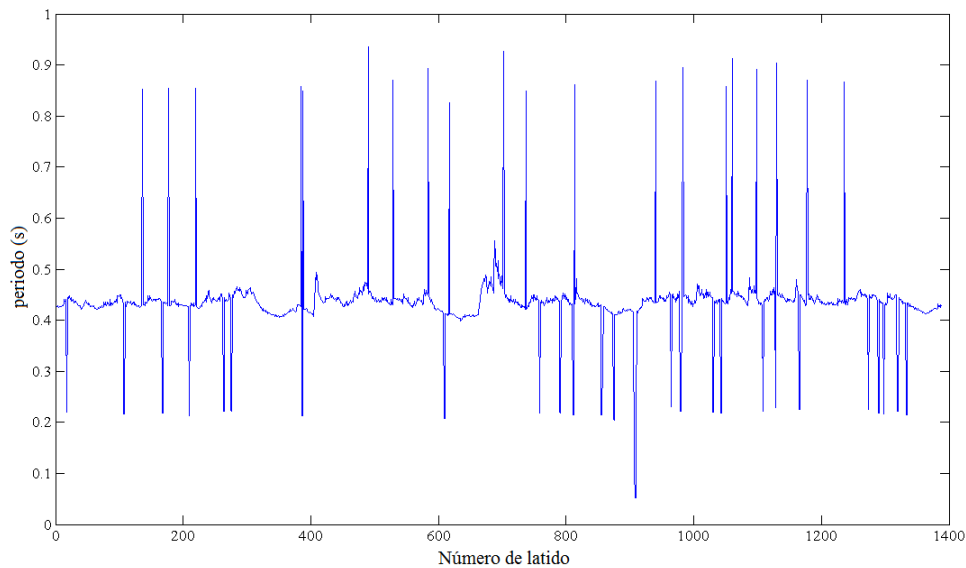


Figura 2.8: Cardiotacograma real con 28 Falsos Positivos y 21 Falsos Negativos simulados

2.2.1. Banco de datos utilizado

2.2.1.1. Sujetos reales

Para aplicar este método se utilizó la base de datos obtenida en CIMIGEN, la cual incluye los datos originales en tres canales con las detecciones del experto utilizando el Sistema VARMI, se incluyeron las mediciones de [RSI](#) y [RSR](#). Sólo se utilizaron registros de tres canales cada uno donde fue posible hacer la separación de [ECGF](#) en al menos uno de los canales.

2.2.1.2. Señales sintéticas

Haciendo uso del modelo de dipolo [\[27\]](#), se generó un dipolo materno y un dipolo fetal. Se generaron tres canales simulando las posiciones utilizadas en la adquisición de las señales reales y basándonos en el modelo 3D de una mujer embarazada [\[35\]](#). Las posiciones de los electrodos y de los corazones para generar los dipolos están contenidos en la [Tabla 2.2](#) y se pueden ver de forma gráfica en la [Figura 2.9](#). Así mismo se agregó ruido utilizando la [NSTDB](#).

De acuerdo con las características obtenidas en las señales reales, se obtuvo un intervalo más amplio de [RSI](#) y de [RSR](#) para generar las señales sintéticas. Se formaron dos bancos de datos. En el primero se fijó la [RSR](#) en el promedio obtenido con las

Tabla 2.2: Posición de los dipolos. PUD(paraumbilical derecho), PUI (paraumbilical izquierdo), PUB(púbico)

Indice	Derivaciones abdominales			Posición del corazón	
	PUD	PUI	PUB	Materno	Fetal
x(cm)	-10.22	5.90	-1.73	-25	-15
y(cm)	-1.40	-1.50	-17.42	7	-4
z(cm)	-6.38	-7.92	-12.27	20	2

señales reales y se hizo variar la **RSI** 5 dB abajo de la mínima relación y 2 dB arriba de la máxima relación obtenida en las señales reales. En el segundo banco de datos generados se fijó la **RSI** en el promedio obtenido con las señales reales y se hizo variar la **RSR** 10 dB por debajo del mínimo y 10 dB por arriba del máximo valor registrado. La ponderación de ruido fue equitativa entre ruido por actividad muscular, cambios en la línea de base, movimientos de los electrodos y línea de alimentación.

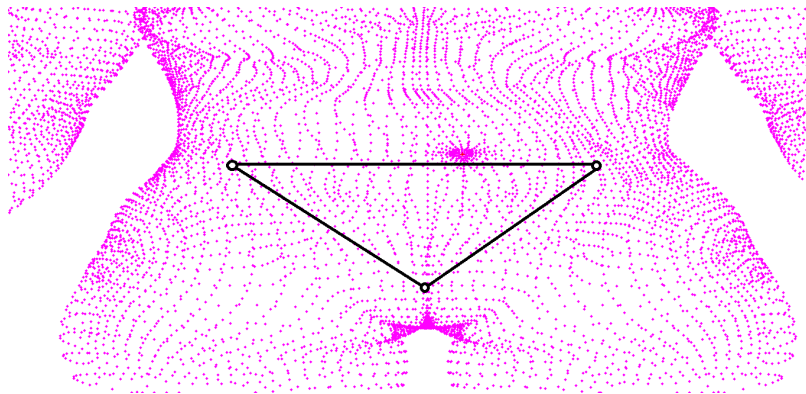


Figura 2.9: Simulación de las posiciones con que se colocaron los electrodos de acuerdo al modelo en 3D de una mujer embarazada

Se consideró un volumen conductor en el modelo de dipolo de manera que se obtuvieran pequeñas variaciones de **RSI** y de **RSR** en cada canal simulado. Además, se fueron variando los **CTG's** de la base de datos para obtener **VFC** materna y fetal.

2.2.2. Evaluación de algoritmos de extracción de ECG fetal

Se aplicó el método propuesto obteniendo los índices de la evaluación. Esto es que se midió la **RSI** y la **RSR**, se obtuvieron las detecciones recuperadas por un

algoritmo secuencial implementado utilizando dos versiones de canceladores, se obtuvo su sensibilidad y especificidad. Se compararon los CTG con los originales midiendo la correlación y el PDCM, se hizo un análisis espectral para comparar la similitud en las potencias obtenidas. Se compararon los promedios de ensamble del ECG usando correlación y PDCM.

2.2.3. Algoritmos implementados

La metodología propuesta es aplicada en dos algoritmos implementados. Uno de ellos utiliza la técnica de AS donde paso a paso se van quitando las interferencias que tiene la señal hasta extraer el ECGF, dicho algoritmo es una modificación de la implementación presentada por Martens y Cols [10]. El segundo algoritmo utiliza la técnica de BSS, en el que se utiliza la información estadística, asumiendo que la señal está compuesta por fuentes independientes que pueden ser separadas para extraer el ECGF, el cual es una aplicación del algoritmo propuesto por Cardoso y Cols [38]. En el Apéndice A se explica el funcionamiento de los algoritmos implementados.

Capítulo 3

Resultados y Discusión

Siguiendo el esquema utilizado en el capítulo 2, se mostrarán los resultados obtenidos en dos Secciones: La Sección 3.1 contiene la descripción de los datos originales obtenidos, donde se incluyen las señales reales adquiridas y las señales sintéticas generadas. También se encuentra la respuesta de los índices al simular FP y FN. La Sección 3.2 contiene los resultados de la aplicación del método de evaluación. Se aplicó el método para cada algoritmo implementado utilizando los datos originales obtenidos.

3.1. Método general de evaluación

3.1.1. Datos originales

Se muestran los resultados de la obtención del banco de datos compuesto por señales reales y señales sintéticas.

3.1.1.1. Señales Reales

Detecciones del experto Se obtuvieron 35 señales con tres canales abdominales con la configuración descrita en la Sección 2.1.2.1, de las cuales solo en 21 de ellas fue posible extraer el ECGF por medio del VARMI. La condición para que cada señal fuera incluida en el banco de señales fue que la señal de ECGF pudiera ser extraída por el experto en al menos uno de los canales que se adquirieron, recordando que las detecciones del experto en los complejos QRS son parte de los datos originales que se utilizaron en la evaluación. Un ejemplo de las detecciones realizadas utilizando el VARMI y editada por el experto se muestra en la Figura 3.1, en la cual se muestra el CTGF corregido, la señal de ECGA y la señal de ECGF separada.

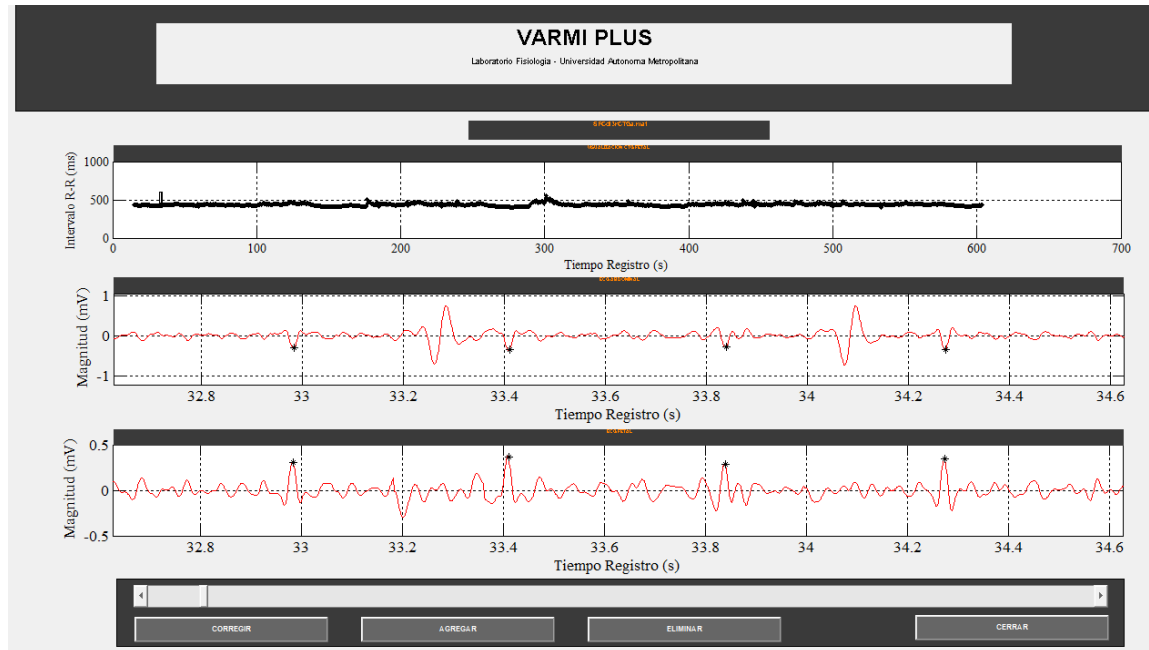


Figura 3.1: Ejemplo de una señal real separada con el VARMÍ, editada por el experto

Cardiotacogramas Materno y Fetal Las detecciones obtenidas y editadas por el experto resultan en un Cardiotacograma Materno (CTGM) y en un CTGF. En la Figura 3.2 se muestra un ejemplo de un CTGF y un CTGM. Es notoria la FC que presentan los CTG que están entre 55 y 90 LPM para el caso materno, entre 110 y 150 LPM para el caso fetal, por lo tanto los CTG del ejemplo mostrado corresponden con los parámetros de un sujeto adulto sano en reposo [15] y de un feto sano [16].

ECG promediado materno y fetal Una vez que se tienen las detecciones dadas por el experto sin coincidencias, se obtuvo el promedio de ensamble sincronizado con los complejos QRS maternos y fetales. Un ejemplo de promedio ensamblado de ECG materno y fetal se muestra en la Figura 3.3. Es posible notar que la duración del complejo QRS materno es de aproximadamente 100ms, mientras que el complejo QRS fetal es de 80ms.

Medición de RSR y RSI Se obtuvieron la Relación Señal a Interferencia original (RSIo) y la Relación Señal a Ruido original (RSRo) definidas en las ecuaciones (2.1) y (2.2) con las cuales se caracterizan las señales reales. Con RSIo y RSRo nos referimos a que se midieron estas relaciones en la señal original, sin procesar. En la Tabla 3.1 se muestra el resultado al medir la RSIo y la RSRo. Se puede notar la diferencia en las relaciones que hay en cada canal proveniente de un mismo sujeto. Esto se debe

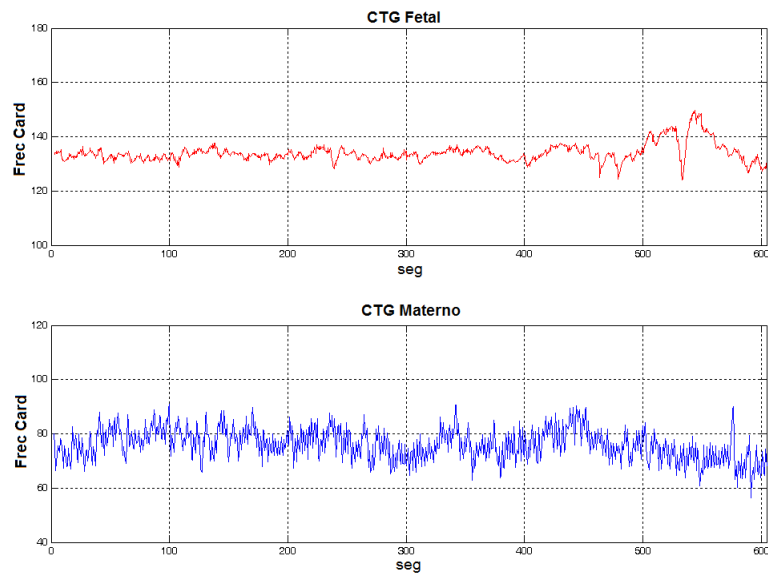


Figura 3.2: Ejemplo de un cardiograma fetal en la parte superior de la figura, y un cardiograma materno en la parte inferior.

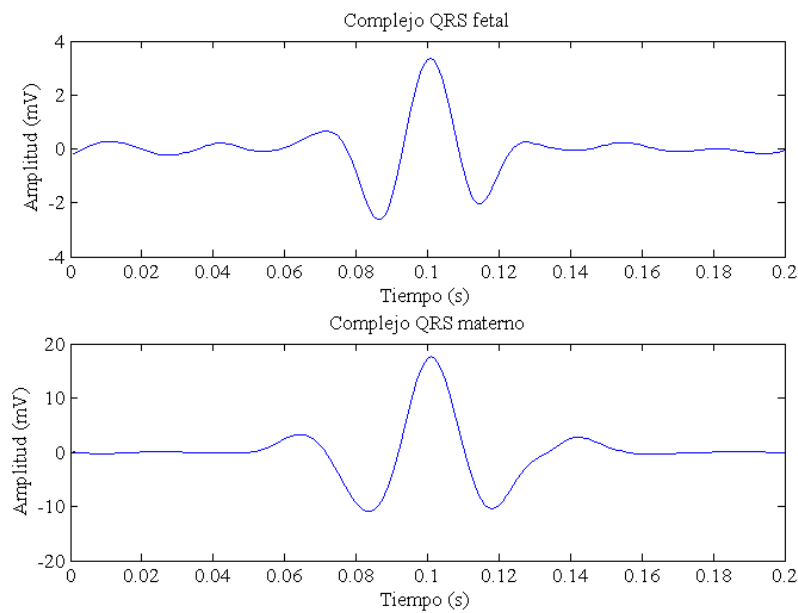


Figura 3.3: En la parte superior se muestra el promedio de ensamble de una señal de ECG filtrada, sincronizando con 1174 complejos QRS fetales y en el parte inferior se muestra el promedio de ensamble de la señal de ECG filtrada sincronizando con 593 complejos QRS maternos

a la naturaleza que tiene el ruido de acuerdo a la fuente en que es generado y a la propagación que tiene en el volumen conductor. Estas relaciones fueron utilizadas como base para generar las señales sintéticas. Los valores mínimos y máximos globales de $RSIo$ y $RSRo$ están encerrados en un rectángulo.

Como parte del procesamiento que se hace en los algoritmos se filtra la señal original, por lo que en un segundo momento se obtuvieron la Relación Señal a Interferencia filtrada ($RSIf$) y la Relación Señal a Ruido filtrada ($RSRf$). Estas relaciones son de vital importancia para la evaluación, ya que en función de éstas, se verá cual es la respuesta del algoritmo en cuanto a las detecciones, la morfología del CTG y la morfología del ECG .

El hecho que las $RSRo$ sean negativas significa que en la señal original la varianza de los complejos fetales es menor que la varianza del ruido, por su parte la $RSIo$ al ser también negativas muestra que la varianza de los complejos fetales es menor a la varianza de los complejos maternos. Este hecho cambia evidentemente, al filtrar la señal, donde al menos la $RSRf$ podría tomar valores positivos.

En la Figura 3.4 se muestra una señal de $ECGA$ filtrada donde se colocaron marcas en los complejos maternos, fetales y en las coincidencias. De manera que se pudieran medir la RSI y la RSR de acuerdo con las ecuaciones (2.1) y (2.2).

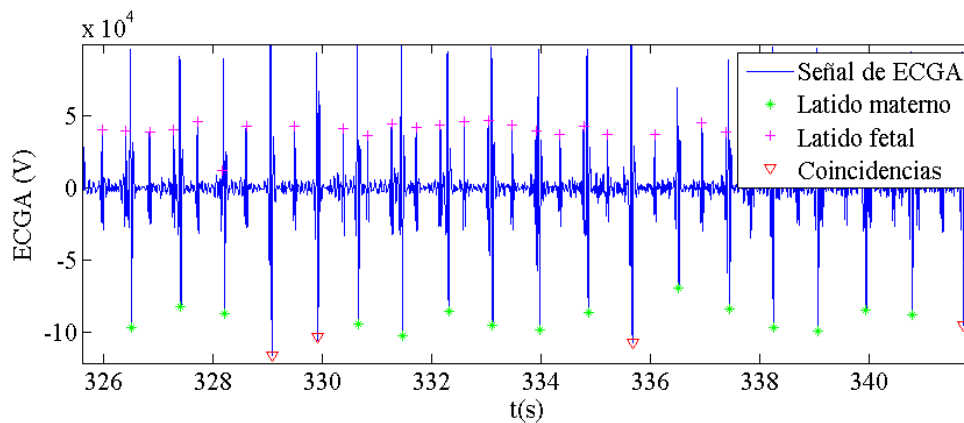


Figura 3.4: Señal real de ECG abdominal con los complejos QRS maternos, fetales y coincidencias marcadas

En las 21 señales que fueron procesadas por el experto se obtuvieron un número de complejos que se engloban en la Figura 3.5. Las medianas obtenidas fueron: 575 complejos maternos, 1198 fetales y 181 coincidencias, recordando que el largo de las señales fue de 10 minutos.

Tabla 3.1: Relación señal a ruido (RSR) y Relación Señal a Interferencia (RSI) medidas en las señales reales originales. Marcados con un rectángulo se muestran los máximos y mínimos globales de las RSR y RSI

No.	Canal 1		Canal 2		Canal 3	
	RSI (dB)	RSR (dB)	RSI (dB)	RSR (dB)	RSI (dB)	RSR (dB)
1	-31.15	-44.19	-16.40	-40.59	-21.75	-30.74
2	-25.33	-36.19	-23.21	-27.71	-23.16	-27.79
3	-22.03	-29.41	-23.51	-27.34	-20.97	-26.65
4	-17.73	-32.14	-23.30	-39.61	-16.65	-33.40
5	-28.55	-34.21	-30.19	-40.67	-19.24	-31.43
6	-31.97	-45.13	-16.52	-34.42	-22.30	-32.02
7	-27.82	-33.54	-29.10	-38.65	-18.82	-33.11
8	-14.48	-28.43	-18.27	-24.45	-13.08	-18.16
9	-21.29	-28.65	-13.11	-23.64	-13.52	-23.71
10	-25.37	-30.36	-19.75	-24.01	-32.60	-28.69
11	-24.15	-22.69	-13.59	-21.92	-29.73	-30.12
12	-16.79	-27.17	-11.42	-26.06	-9.81	-16.61
13	-28.59	-38.44	-22.00	-37.53	-13.75	-31.94
14	-16.07	-32.19	-15.14	-29.43	-13.05	-26.43
15	-28.52	-38.12	-14.01	-25.30	-12.64	-23.23
16	-5.15	-43.70	-18.59	-38.51	-8.08	-32.72
17	-19.55	-23.47	-21.84	-22.18	-26.95	-24.07
18	-10.57	-20.31	-22.93	-27.38	-11.88	-17.16
19	-18.73	-26.22	-26.57	-32.03	-10.24	-20.20
20	-25.63	-41.72	-23.05	-31.72	-22.39	-26.35
21	-14.46	-62.28	-16.83	-45.22	-14.96	-50.28

3.1.1.2. Señales Sintéticas

Generación de señal materna y fetal La señal materna y fetal se generó por medio del modelo de dipolo de la forma descrita en la Sección 2.1.2.2. La Figura 3.6 muestra una señal de ECGF generada en tres canales utilizando el modelo de dipolo, en la cual se pueden ver las diferentes formas de onda que se generan al simular tres posiciones distintas de electrodos abdominales. La onda P, el complejo QRS y la onda T de la señal de ECGF generada tienen los intervalos que corresponden a una señal de ECG de un feto sano [3],[27].

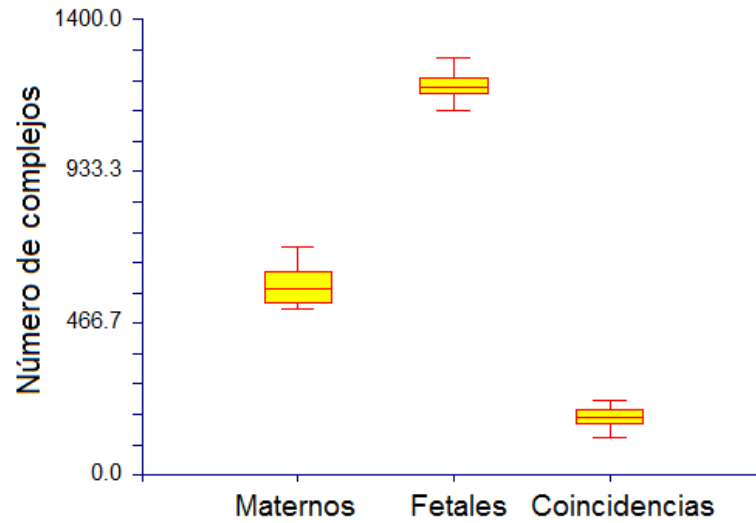


Figura 3.5: Número de complejos maternos, fetales y coincidencias obtenidas en las 21 señales reales procesadas

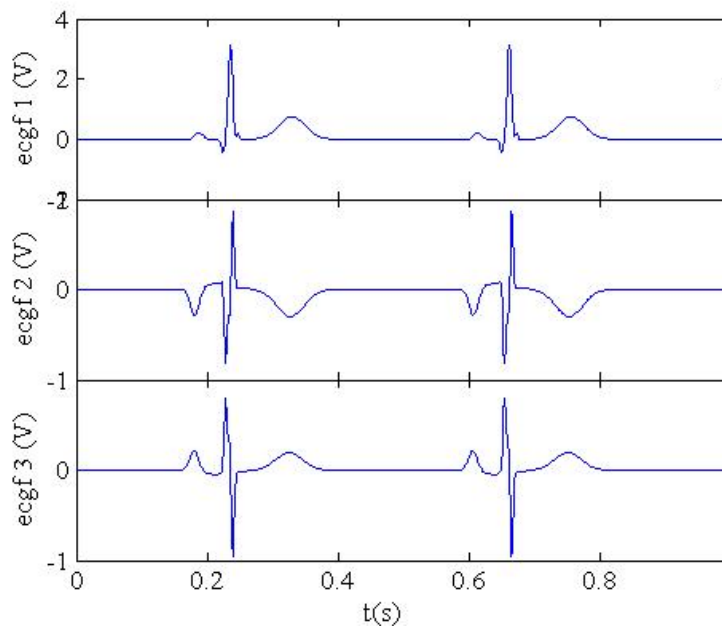


Figura 3.6: Señal sintética de ECG fetal de un segundo generada en tres canales

Además se muestra una señal de **ECGM** de un segundo en la Figura 3.7 con tres canales generada con el modelo de dipolo, es notorio que existe una morfología diferente para cada canal. Los complejos maternos generados corresponden a los de un adulto sano en reposo [15].

Por otro lado, en la Figura 3.8 se muestra el espectro de las señales de **ECGM** y

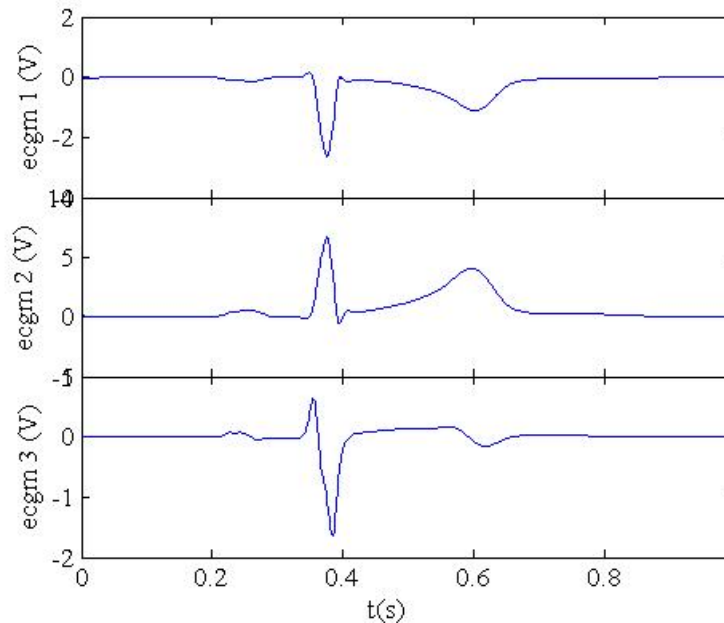


Figura 3.7: Señal sintética de ECG materna de un segundo generada en tres canales

ECGF donde se puede notar que las componentes en frecuencia de las señales generadas están en el intervalo de frecuencias de **ECG** de sujetos sanos. Por lo que, la configuración de los filtros que se utilizaron para procesar las señales reales fue la misma que se empleó para procesar las señales sintéticas.

Finalmente se muestra en la Figura 3.9 una señal sintética de **ECGA**, es decir, contiene la contribución materna, la fetal y el ruido. Las señales generadas incluyen **VFC** tanto en los latidos maternos, como en los fetales, con lo cual se obtienen las coincidencias que ocurren con las señales reales.

Señales generadas con RSR y RSI controladas Se generaron dos conjuntos de señales sintéticas con base en los resultados mostrados en la Tabla 3.1 a los cuales se les amplió el intervalo de la manera explicada en la Sección 2.2.1.2. En el primer

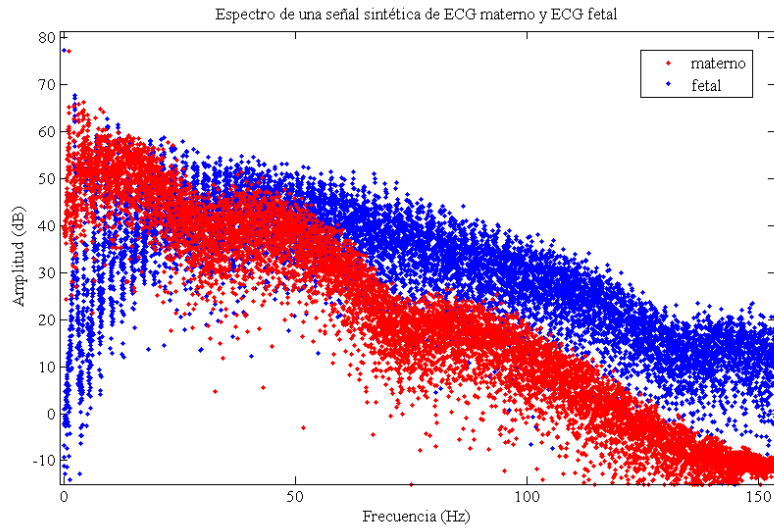


Figura 3.8: Espectro de una señal de ECG materno y de ECG fetal

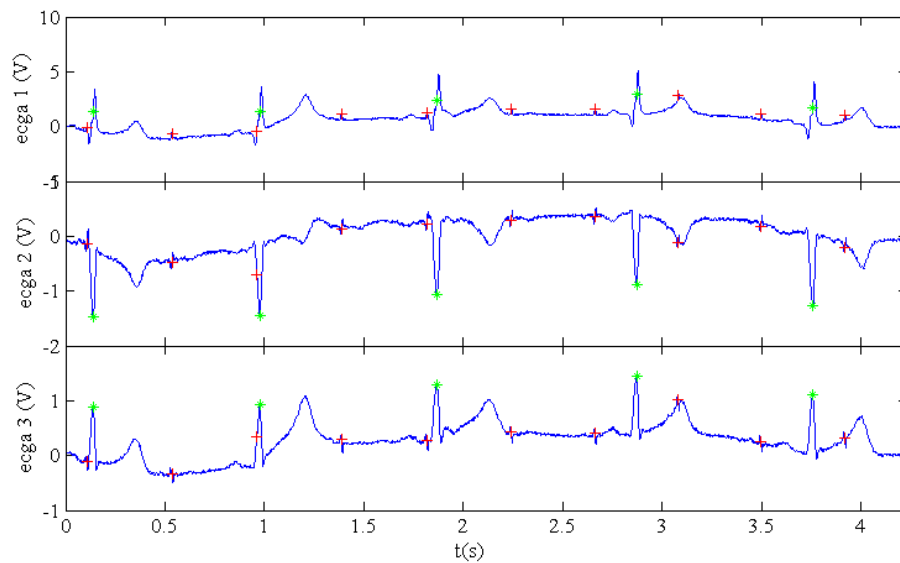


Figura 3.9: Señal sintética de ECG abdominal de 5 segundos en tres canales, que contiene la señal materna, la señal fetal, ruido y variabilidad de la frecuencia cardíaca

conjunto se generaron 25 señales con una Relación Señal a Ruido deseada (RSR_d) fija en -25 dB y se hizo variar de forma constante la Relación Señal a Interferencia deseada (RSI_d) desde -3 dB hasta -38 dB. En el segundo conjunto se generaron otras 25 señales con una RSI_d fija en -20 dB y se hizo variar de forma constante la RSR_d desde -6 dB hasta -72 dB. En estos dos conjuntos de señales se probó si las relaciones deseadas son similares a las obtenidas. En la Figura 3.10 se muestra la comparación entre la RSI_d y la Relación Señal a Interferencia obtenida (RSI_b) con los tres canales generados. Dicha comparación se hace con base a una recta identidad marcada con una "x". Los puntos del canal RSI_b 1 y RSI_b 3 entre -3 dB y -13 dB se alejan levemente de la recta identidad debido a que existen pequeñas variaciones que se generan al emplear un volumen conductor y distintas proyecciones del modelo de dipolo para simular el abdomen materno, mientras que el canal RSI_b 2 es el que más se apega a la recta identidad, es decir a la RSI_d . Debajo de los -13 dB hasta los -33 dB no es tan perceptible la diferencia entre canales ya que van cercanos a la RSI_d . Debajo de los -33 dB las relaciones obtenidas se separan de lo deseado. En la Figura 3.11 se muestra la comparación entre la RSR_d , y las Relación Señal a Ruido obtenida (RSR_b) en los tres canales generados. Desde -6 dB hasta -40 dB las relaciones obtenidas se encuentran cercanas a la RSR_d . Por debajo de los -40 dB las relaciones obtenidas se mantienen constantes mientras que las RSR_d siguen disminuyendo.

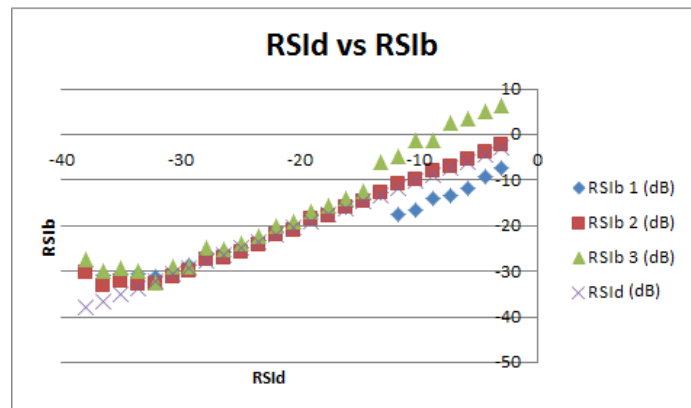


Figura 3.10: Comparación entre las Relaciones Señal a Interferencia (RSI) obtenidas y deseadas utilizando el generador de señales sintéticas

Las diferencias que existen entre la RSI_d y la RSI_b mostradas en la Figura 3.10, así como las diferencias entre la RSR_d y la RSR_b mostradas en la Figura 3.11 se deben en gran parte a que las señales se están generando con cierta RSR y RSI cuando se tienen las componentes maternas, fetales y el ruido por separado. Al momento de

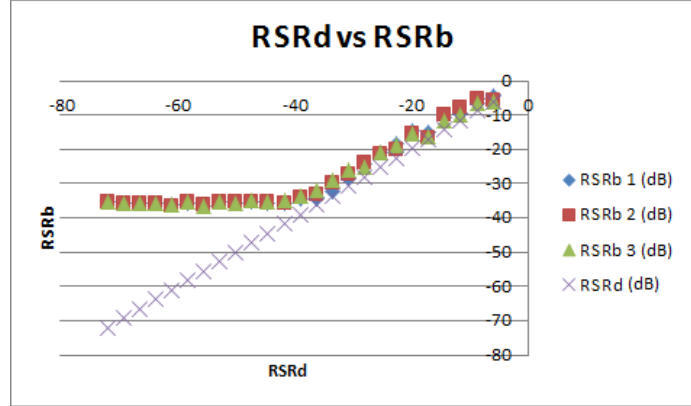


Figura 3.11: Comparación entre las Relaciones Señal a Ruido (RSR) obtenidas y deseadas utilizando el generador de señales sintéticas

medirlas en las señales obtenidas ya se tienen las señales combinadas. Esto haría parecer que no tenemos señales 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 *RSR*. Por ello, se redefinen las ecuaciones (2.1) y (2.2) agregándole el ruido en los promedios de ensamble, con lo que se obtienen las ecuaciones (3.1) y (3.2).

$$RSIa = 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2 + \sigma_{\eta_F}^2}{\sigma_M^2 + \sigma_{\eta_M}^2} \quad (3.1)$$

$$RSRa = 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2 + \sigma_{\eta_F}^2}{\sigma_{\eta}^2} \quad (3.2)$$

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 la ecuación 3.1 podemos despejar $\sigma_F^2 + \sigma_{\eta_F}^2$ de manera que se obtiene la ecuación (3.3)

$$\sigma_F^2 + \sigma_{\eta_F}^2 = (\sigma_M^2 + \sigma_{\eta_M}^2) \cdot 10^{\left(\frac{RSIa}{10}\right)} \quad (3.3)$$

Al substituir la ecuación (3.3) en (3.2) se obtiene la ecuación (3.4)

$$RSRa = 10 \log_{10} \frac{(\sigma_M^2 + \sigma_{\eta_M}^2) \cdot 10^{\left(\frac{RSIa}{10}\right)}}{\sigma_\eta^2} \quad (3.4)$$

Al aplicar la ley de los logaritmos en la ecuación (3.4) se obtiene (3.5)

$$RSRa = 10 \log_{10}(\sigma_M^2 + \sigma_{\eta_M}^2) + 10 \log_{10} \cdot 10^{\left(\frac{RSIa}{10}\right)} - 10 \log_{10} \sigma_\eta^2 \quad (3.5)$$

Finalmente si combinamos (3.3), (3.2), (3.4) y (3.5) se obtiene

$$10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2 + \sigma_{\eta_F}^2}{\sigma_\eta^2} = 10 \log_{10} \frac{\sigma_M^2 + \sigma_{\eta_M}^2}{\sigma_\eta^2} + 10 \log_{10} \frac{\sigma_F^2 + \sigma_{\eta_F}^2}{\sigma_M^2 + \sigma_{\eta_M}^2} \quad (3.6)$$

La ecuación (3.6) se resume en la ecuación (3.7)

$$RSR_{Fet} = RSR_{Mat} + RSI \quad (3.7)$$

Donde RSR_{Fet} es la relación de la varianza de los complejos fetales promediados con la varianza del ruido, RSR_{Mat} es la relación de la varianza de los complejos maternos promediados con la varianza del ruido y RSI es lo definido en la ecuación (3.1). Por lo tanto, las señales generadas si cumplen con la finalidad de obtener señales con relaciones controladas, incluso a bajas RSR_{Fet}

3.1.2. Respuesta de los índices

A continuación se presenta el resultado obtenido al evaluar los índices propuestos utilizando los conjuntos de CTGFs en donde se simularon tres conjuntos de CTGs de la manera explicada en la Sección 2.1.4. Esta simulación se hizo con la finalidad de ver cómo responde cada uno de los índices planteados al ir variando el número de FN, de FP y de la combinación de ambos.

3.1.2.1. Morfología cardiogramas fetal

En esta subsección se muestran los resultados al evaluar ρ y PDCM para análisis de morfología del CTG descritos en las ecuaciones (2.9) y (2.10).

En la Figura 3.12 se muestra ρ y el PDCM en función del conjunto de CTGFs donde se simularon FN. En este caso se observa que la correlación disminuye abruptamente con los FNs simulados. Esto significa que este índice es muy sensible ante pocos cambios. El PDCM se encuentra cercano al 50% con 0.4 de FNs simulados, lo cual

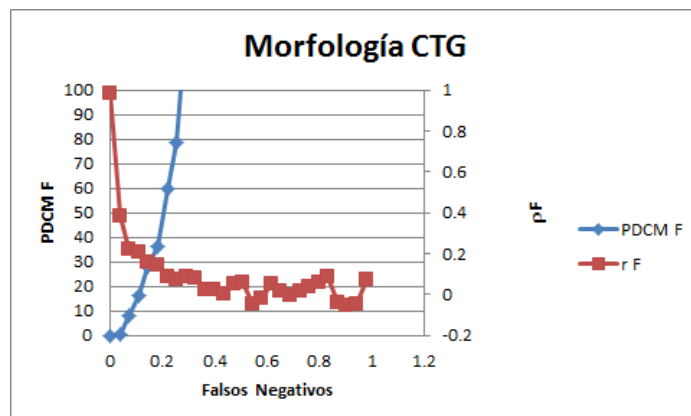


Figura 3.12: Respuesta de los índices morfológicos de cardiograma (CTG) al simular falsos negativos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos negativos agregados

muestra que con algunos cambios este índice mostrará que hay diferencias entre el CTG original y el recuperado por el algoritmo y rápidamente crecen las diferencias conforme aumentan los FN simulados.

Por otro lado en la Figura 3.13 se muestra ρ y el PDCM en función del conjunto de CTGs donde se simularon FP. En este caso la correlación también disminuye de forma abrupta al simular los FP. Sin embargo, el PDCM no incrementa tan rápidamente conforme aumentan los FP. Esto se debe a que simular un FP se traduce en aumentar un complejo QRS entre 2 complejos existentes, esto nos dará una menor diferencia respecto del CTG original, comparado con la simulación de un FN donde se requiere borrar un complejo QRS, en ese caso la diferencia aumenta rápidamente respecto al CTG original.

Al combinar la simulación de FN y FP se obtiene el resultado mostrado en la Figura 3.14 donde se observa que también existe un cambio abrupto en ρ con pocos FN o FP simulados. El PDCM muestra sus cambios casi de una forma constante que se explica por la combinación de simulaciones para esta prueba.

3.1.2.2. Morfología ECG fetal

En esta subsección se muestran los resultados al evaluar ρ y PDCM para el análisis de morfología de ECG descritos en las ecuaciones (2.11) y (2.12). En este caso se compara el promedio de ensamble de ECG utilizando los complejos QRS del CTG original frente a los promedios de ensamble de ECG utilizando el conjunto de CTGs donde se simularon FN o FP según sea el caso.

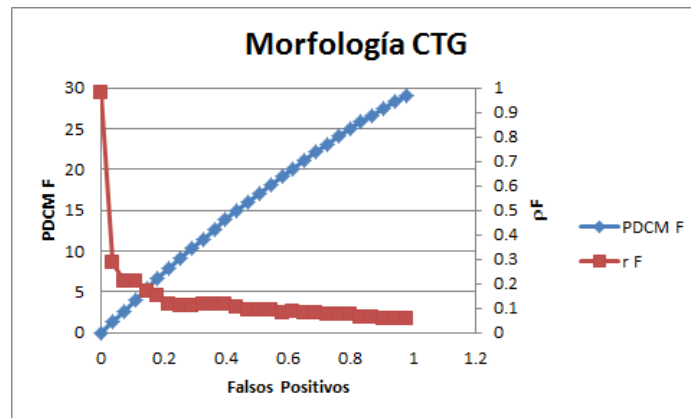


Figura 3.13: Respuesta de los índices morfológicos de cardiograma al simular falsos positivos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos positivos agregados

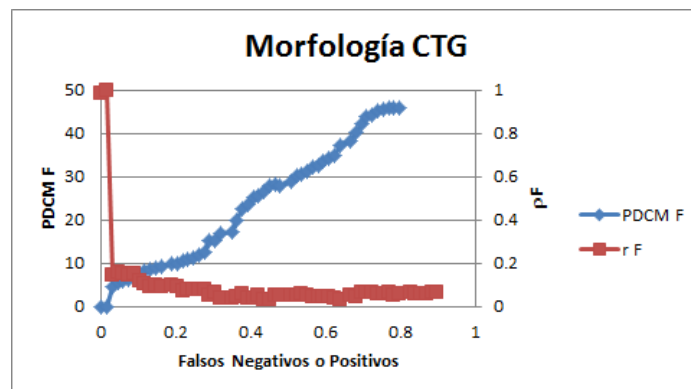


Figura 3.14: Respuesta de los índices morfológicos de cardiograma al simular falsos positivos y negativos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos positivos y negativos agregados.

La Figura 3.15 muestra el resultado que se obtiene con ρ y el PDCM en función del número de FN que simularon en el CTG utilizado. El índice ρ disminuye muy poco a pesar de simular una gran cantidad de FN. Por su parte el PDCM no aumenta más allá del 1%. Estos dos índices muestran que el promedio de ensamble de ECG no cambia mucho al promediar pocos latidos, comparado con promediar todos los latidos del CTG original. Esto es consistente con lo presentado por Medina y Cols. [1] donde menciona que dependiendo del ruido contenido en la señal se necesitan entre 30 y 60 complejos QRS para formar un promedio de ensamble que converja para hacer un análisis morfológico de ECG.

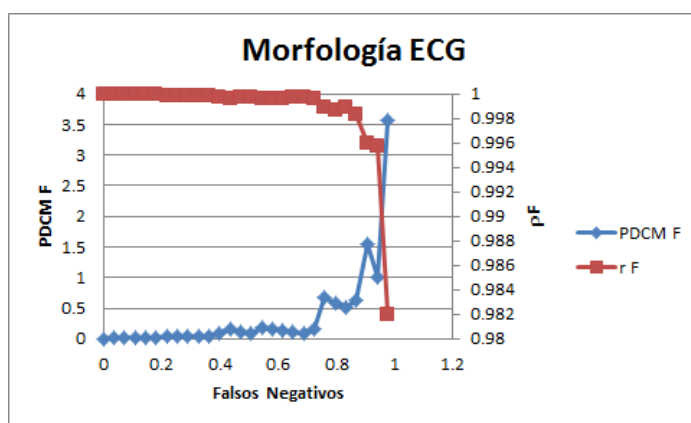


Figura 3.15: Respuesta de los índices morfológicos de electrocardiograma al simular falsos negativos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos negativos agregados

Por su parte al simular los FP se observa en la Figura 3.16 que aunque tampoco hay cambios relevantes en los índices ρ y PDCM, si se muestra un cambio más rápido y constante que en el caso anterior.

Para teminar con esta sección se muestra la Figura 3.17 donde se aprecia el efecto de combinar la simulación de FP y FN en un CTG.

3.2. Aplicación del método propuesto

Se obtuvo el conjunto de índices para cada algoritmo implementado empleando las señales reales y las sintéticas. De acuerdo con la Figura 2.4, el conjunto de índices propuestos está compuesto por: 1) Sensibilidad y especificidad para medir las detecciones recuperadas del algoritmo; 2) PDCM, ρ y potencia espectral del intervalo

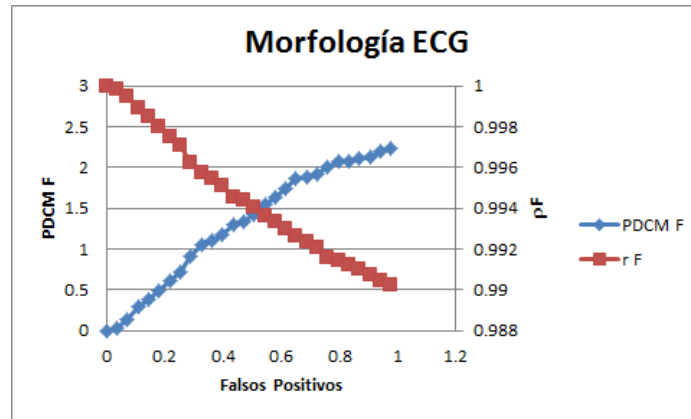


Figura 3.16: Respuesta de los índices morfológicos de electrocardiograma al simular falsos positivos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos positivos agregados

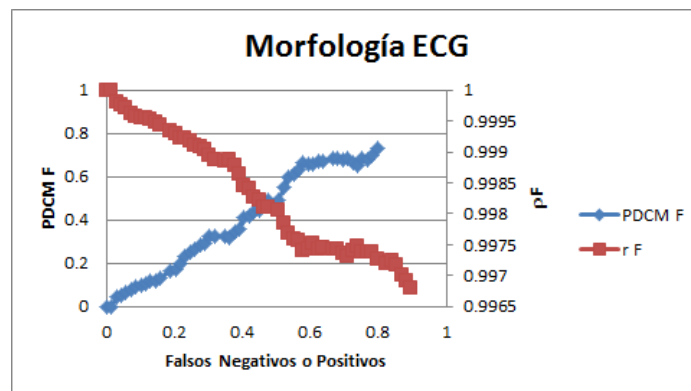


Figura 3.17: Respuesta de los índices morfológicos de electrocardiograma al simular falsos positivos y negativos. Se grafica porcentaje de diferencias cuadráticas medias (PDCM) y correlación (ρ), en función del número de falsos positivos y negativos agregados.

R-R para comparar las morfologías de los CTG; 3) ρ y PDCM para comparar las morfologías de los promedios de ensamble de ECG. Los algoritmos evaluados fueron AS con cancelador promediado, AS con cancelador ponderado y JADE descritos en el Apéndice A. Para las señales reales se utilizaron 21 señales adquiridas en tres canales que fueron marcadas por el experto como señales de referencia utilizando la herramienta VARMI.

A manera de ejemplo, en la Figura 3.18 se muestra una señal que forma parte del banco de señales reales que fue procesada por medio del algoritmo AS con cancelador ponderado. Es posible observar las marcas de los complejos QRS maternos originales y recuperados por el algoritmo y también los complejos QRS fetales originales y recuperados. Nótese que en el instante 32.55 seg aproximado, hay un complejo QRS fetal original que no fue detectado por el algoritmo, es decir, un FN.

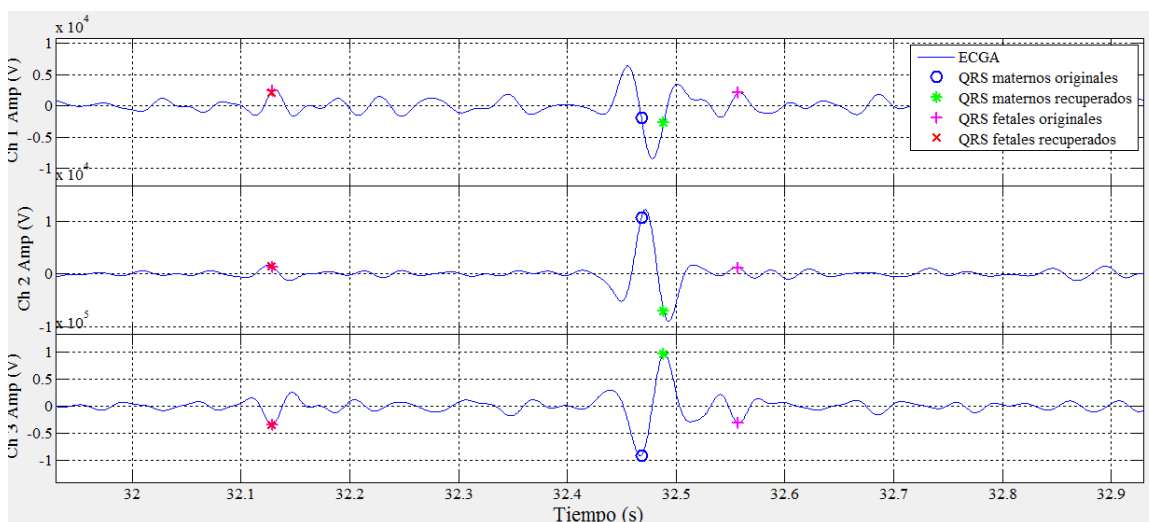


Figura 3.18: Señal de ECG abdominal con los complejos maternos y fetales, originales y recuperados por el algoritmo AS con cancelador ponderado. En el instante 32.55 seg se observa un Falso Negativo

En la Figura 3.19 se muestra el CTGM original y el recuperado, donde podemos observar que el CTGM original y el recuperado son prácticamente iguales, como resultado se obtuvo un PDCM de 0.0004 % con una ρ de 0.99, en los CTGMs los intervalos R-R están entre 650 y 900ms. Por otro lado, podemos ver en la Figura 3.20 el CTGF original y el recuperado, donde se observan algunos FN y FP, como resultado se obtuvo un PDCM de 0.33 % y una ρ de 0.662, es de remarcar que la ρ tiene una disminución considerable, pues es un índice muy sensible ante pocas diferencias. Esas diferencias

se ven claramente pues en el [CTG](#) original se tienen intervalos R-R entre 350 y 500ms, mientras que en el recuperado el intervalo varía desde 280 hasta 600ms.

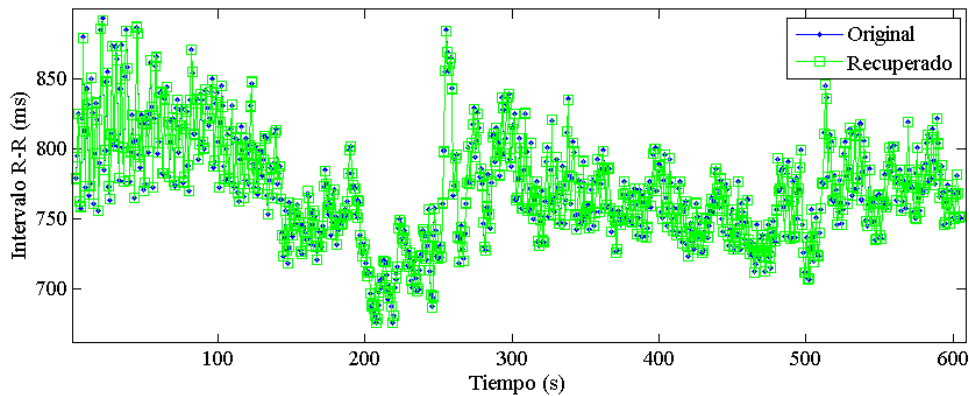


Figura 3.19: Cardiograma materno original y recuperado por el algoritmo AS con cancelador ponderado

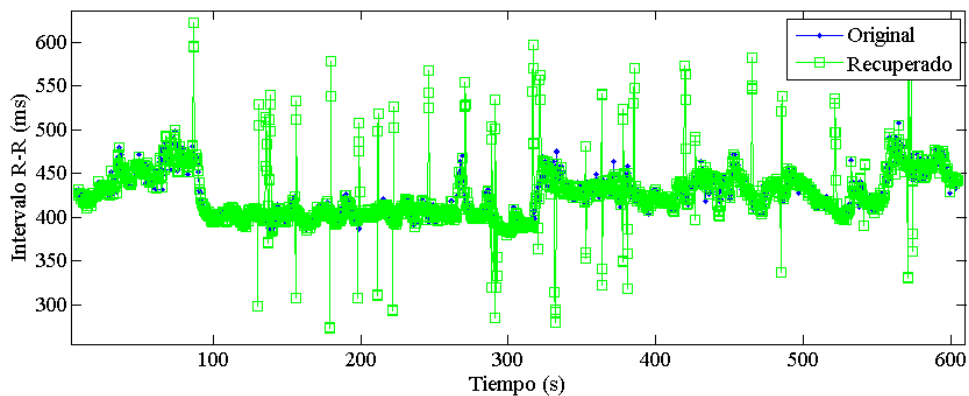


Figura 3.20: Cardiograma fetal original y recuperado por el algoritmo AS con cancelador ponderado

En la Figura [3.21](#) del lado izquierdo podemos ver la potencia total, y la descomposición de altas y de bajas frecuencias, obtenida a partir de los intervalos R-R originales. Del lado derecho podemos ver también las curvas de potencia obtenidas con los intervalos R-R recuperados por el algoritmo. Se observa que aunque el [PDCM](#) entre el [CTGF](#) original y el [CTGF](#) es de solo 0.33% el error se va propagando de

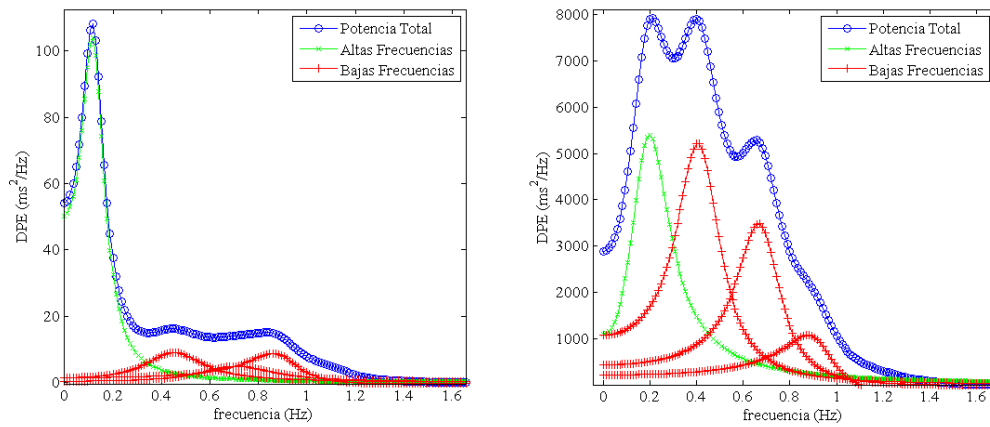


Figura 3.21: Espectro de los intervalos R-R fetales originales (izq.) y Espectro de los intervalos R-R fetales recuperados por el algoritmo (der.)

manera que las potencias obtenidas tienen muchas diferencias. Esto se evidencia cuantitativamente en las Tablas 3.2 y 3.3, por lo que se distorsionaría la información en el análisis espectral que se realiza al estudiar la VF_{CF}.

Finalmente en el ejemplo que se ha mostrado con esta señal, en la Figura 3.22 se tiene el promedio de ensamble de ECG_M original y el promedio de ensamble de ECG_M recuperado por el algoritmo, donde podemos ver la similitud entre ellos ya que tienen una PDCM de 0.0004 y una ρ de 0.9999. Por su parte en la Figura 3.23 se muestran los promedios ensamblados de ECG_F tanto el original, como el recuperado, los cuales tienen una PDCM de 0.0293% y una ρ de 0.9998.

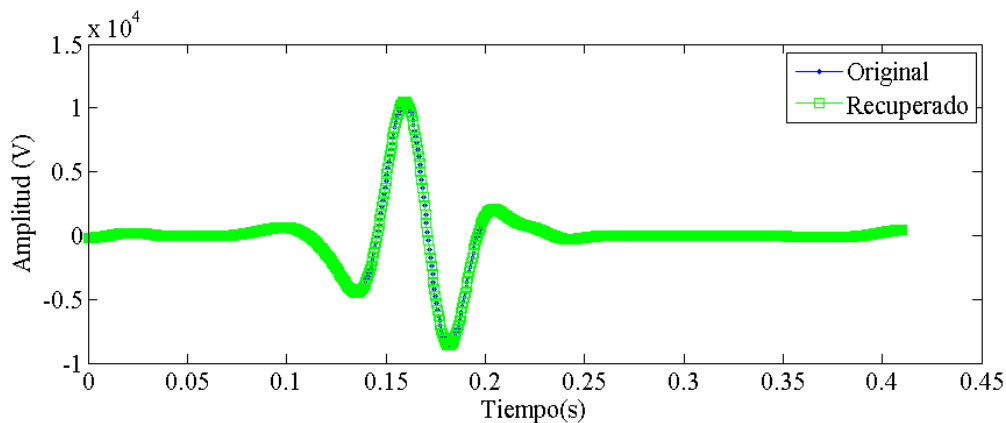


Figura 3.22: Promedio de ensamble de ECG materno original y recuperado por el algoritmo AS con cancelador ponderado

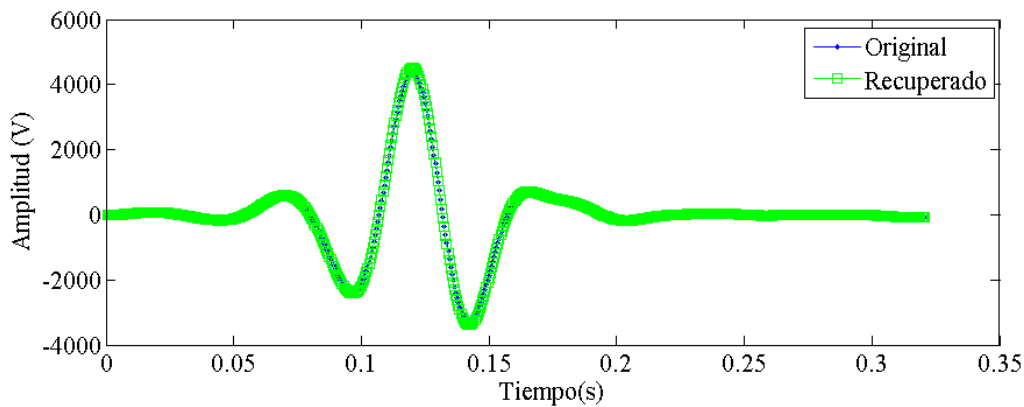


Figura 3.23: Promedio de ensamble de ECG fetal original y recuperado por el algoritmo AS con cancelador ponderado

3.2.1. Medias y Desviaciones estándar

En los siguientes párrafos se muestran los resultados de evaluación de los algoritmos en cuestión al obtener las medias y las desviaciones estándar de los índices propuestos utilizando las 21 señales reales en los tres bloques analizados: Detecciones, Morfología CTG y Morfología ECG.

3.2.1.1. Detecciones del QRS

En la Figura 3.24 se pueden ver las medias y las desviaciones estándar de las detecciones realizadas por los tres algoritmos en cuestión, con el banco de señales reales obtenido. Se graficó la sensibilidad y la especificidad tanto materna como fetal. En las detecciones maternas nótese que los índices de sensibilidad y especificidad son mayores a 0.996, es decir, son detecciones que se aproximan al valor deseado de uno, para ambos índices. En el caso de las detecciones fetales al emplear el algoritmo AS con el cancelador ponderado se obtuvo una sensibilidad de 0.81 y una especificidad de 0.84, con el cancelador promediado se obtuvo una sensibilidad de 0.79 y una especificidad de 0.83. Al utilizar el algoritmo JADE se obtuvo una sensibilidad de 0.17 y una especificidad de 0.38, lo que nos dice que este algoritmo bajo las condiciones de adquisición utilizadas no tuvo un buen desempeño.

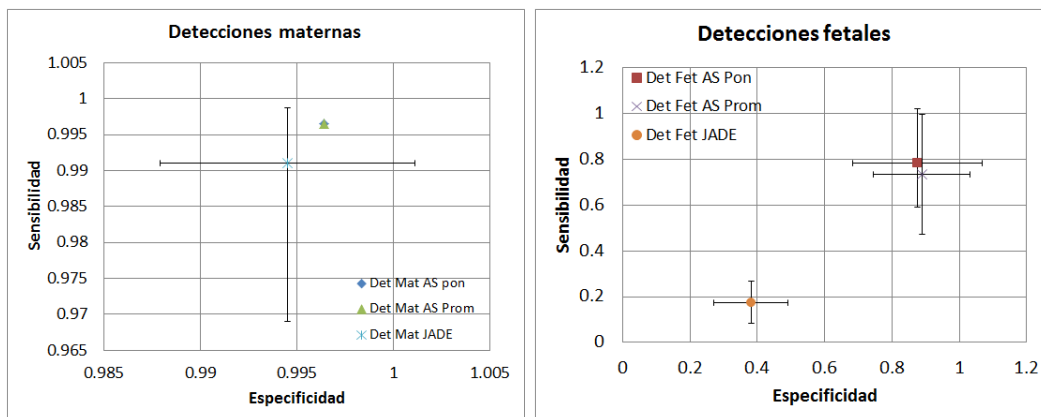


Figura 3.24: Medias y desviaciones estándar de las detecciones maternas (Det Mat) y fetales (Det Fet) hechas por los algoritmos: análisis secuencial con cancelador ponderado (AS Pon), análisis secuencial con cancelador promediado (AS Prom) y JADE.

3.2.1.2. Morfología cardiotacograma

La Morfología del CTG se evaluó con los índices de PDCM y ρ . En la Figura 3.25 podemos ver que con los tres algoritmos evaluados la correlación en los CTGM es superior al 0.9, mientras que el PDCM no rebasa el 0.84 %, siendo uno y cero los valores deseados para los índices mencionados respectivamente. Por su parte al comparar los CTGF el algoritmo AS con cancelador ponderado muestra una ρ de 0.5 y un PDCM de 3.91 % con una desviación del 5.5 %; frente al algoritmo AS con cancelador promediado que muestra una ρ de 0.46 y un PDCM de 6.8 % y una desviación del 14.27 %. Lo anterior es de resaltarse pues los índices que se arrojan en el bloque de Detecciones son similares. Sin embargo, al comparar las morfologías del CTGF se muestra un mejor desempeño del algoritmo AS con cancelador ponderado. Finalmente podemos ver que para el algoritmo JADE la ρ es de -0.008 con un PDCM de 50.31 % lo que nos dice que el CTGF original no tiene similitud al CTGF recuperado por este algoritmo.

Al observar la Tabla 3.2 podemos ver el resultado del análisis de DEP de los intervalos R-R de los complejos Fetales Originales. Por otra parte en la Tabla 3.3 se muestra el análisis de DEP de los intervalos R-R de los complejos Fetales Recuperados por un algoritmo en cuestión. Por simplicidad se muestran únicamente los resultados obtenidos con el algoritmo AS con cancelador ponderado, que es el que mostró mejor desempeño.

Se hizo una comparación entre los datos mostrados en las Tablas 3.2 y 3.3. Dado que la prueba de normalidad únicamente fue aceptada para el intervalo R-R medio,

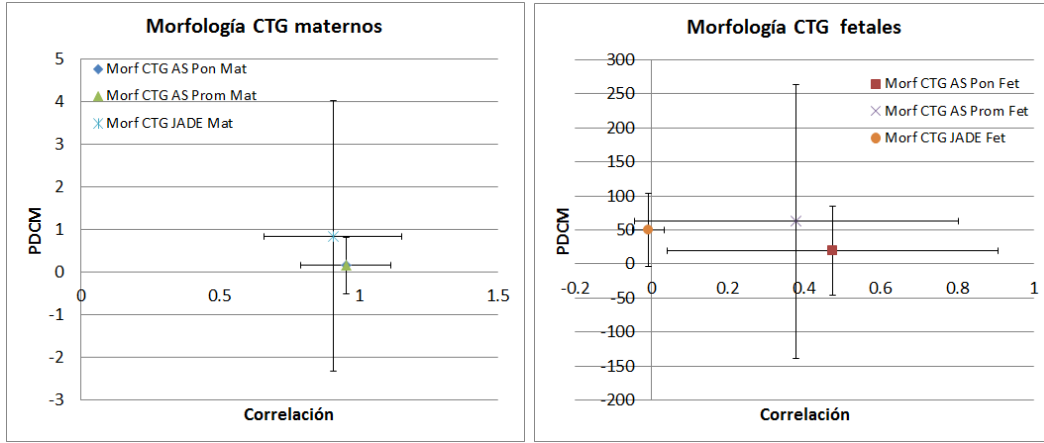


Figura 3.25: Medias y desviaciones estándar de las morfologías de cardiotaograma (Det CTG) hechas por los algoritmos: análisis secuencial con cancelador ponderado (AS Pon), análisis secuencial con cancelador promediado (AS Prom) y JADE.

se utilizó en esta variable una prueba de T pareada. Para el resto de las variables mostradas en se hizo la comparación mediante una prueba de Wilcoxon para rangos. En el intervalo R-R medio no se encontraron diferencias significativas, mientras que en la desviación estándar del intervalo R-R y en las potencias bajas y altas si tuvieron diferencias significativas pues tuvieron una $p < 0.001$, lo cual muestra que el error que se tiene en las detecciones se propaga y provoca que la diferencia sea mayor. Buscando analizar la relación entre potencias se obtuvo el cociente de las potencias bajas sobre las totales y altas sobre totales, en donde también se encontraron diferencias significativas.

3.2.1.3. Morfología ECG

En el caso de la comparación de la morfología de los promedios de ensamble de ECG también se utilizaron los índices de ρ y PDCM. En la Figura 3.26 se muestran las medias y las desviaciones estándar al graficar el índice de ρ contra el PDCM. El valor deseado está en uno para la ρ y en cero para el PDCM. En la Figura 3.26 podemos ver las medias de los promedios de ensamble de ECGM con una ρ del 0.9997 y un PDCM de 0.145 %. Las medias de los promedios de ensamble de ECGF son superiores a 0.995 de ρ e inferiores al 2.78 % de PDCM para los primeros dos algoritmos, el PDCM que corresponde al algoritmo JADE es de 12.1 %, lo que muestra que incluso con el valor de detecciones obtenido en este algoritmo, el promedio de ECG no se ve tan afectado. Por otro lado también se puede ver que las varianzas de los promedios de ECGF son mayores que las de ECGM debido a que hay algunas señales en que el ruido que hubo en este canal en específico fue muy grande en ciertos segmentos. Es posible que dicho

Tabla 3.2: Análisis Espectral de intervalos R-R Fetales Originales. Intervalo R-R Medio (RR M), Desviación Estándar (DE), Potencias Totales (P T), Potencias de Bajas frecuencias (P B), Potencias de Altas frecuencias (P A), Potencias Bajas/Altas (P B/A), Potencias Bajas/Totales (P B/T), Potencias Altas/Totales (P A/T)

RR M	DE	P T	P B	P A	P B/A	P B/T	P A/T
465.77	18.89	181.08	90.03	86.85	1.04	0.50	0.48
439.81	20.01	177.85	113.99	59.92	1.90	0.64	0.34
432.54	109.63	28626.58	9456.18	18052.28	0.52	0.33	0.63
434.52	37.77	994.94	402.74	551.65	0.73	0.40	0.55
447.80	34.56	1998.03	499.11	1466.12	0.34	0.25	0.73
423.58	23.23	167.52	84.15	80.03	1.05	0.50	0.48
441.13	21.76	226.48	130.36	91.18	1.43	0.58	0.40
442.88	6.24	15.19	8.84	6.14	1.44	0.58	0.40
432.03	9.95	18.74	11.37	7.23	1.57	0.61	0.39
411.30	19.08	123.93	70.26	51.14	1.37	0.57	0.41
400.84	26.33	438.66	280.81	142.74	1.97	0.64	0.33
428.11	29.78	925.82	562.94	336.80	1.67	0.61	0.36
417.37	14.89	302.51	96.26	197.91	0.49	0.32	0.65
408.08	25.56	205.58	122.81	79.11	1.55	0.60	0.38
391.86	28.13	232.61	121.28	106.84	1.14	0.52	0.46
435.56	21.60	123.33	72.11	49.70	1.45	0.58	0.40
405.29	13.65	69.74	36.72	31.59	1.16	0.53	0.45
436.63	15.42	131.14	78.55	49.94	1.57	0.60	0.38
447.69	10.96	47.39	37.49	9.46	3.96	0.79	0.20
426.47	19.82	625.75	269.05	332.98	0.81	0.43	0.53
380.44	12.20	53.89	41.55	12.02	3.46	0.77	0.22

comportamiento se haya dado por movimientos en ese electrodo.

3.2.2. En función de las relaciones señal a ruido y señal a interferencia

Cada uno de los índices obtenidos en la evaluación funcional se graficó en función de la $RSIf$ y de la $RSRf$ definidas en las ecuaciones (2.1) y (2.2) para cada algoritmo con cada grupo de señales, para ello fue necesario ordenar los datos resultantes con respecto a la $RSIf$ y a la $RSRf$. Con el fin de mostrar ejemplos representativos sobre el comportamiento de los índices se muestran resultados de las señales reales con el

Tabla 3.3: Análisis Espectral de intervalos R-R Fetales Recuperados por el algoritmo secuencial con cancelador ponderado. Intervalo R-R Medio (RR M), Desviación Estándar (DE), Potencias Totales (P T)

RR M	D E	P T	P B	P A	P B/A	P B/T	P A/T
505.83	237.23	466517.22	166569.49	268365.19	0.62	0.36	0.58
425.08	96.96	24491.68	1910.63	22211.18	0.09	0.08	0.91
418.92	102.89	31749.52	2792.18	28513.94	0.10	0.09	0.90
430.50	166.88	665741.13	582263.45	57952.89	10.05	0.87	0.09
435.72	108.43	34403.66	4719.67	29051.55	0.16	0.14	0.84
422.33	53.42	7326.07	933.41	6231.37	0.15	0.13	0.85
379.59	119.01	53083.20	7903.32	44154.14	0.18	0.15	0.83
444.35	34.95	4626.28	1029.27	3480.25	0.30	0.22	0.75
430.71	19.45	518.29	65.42	449.05	0.15	0.13	0.87
410.68	165.86	106123.98	11490.77	92979.15	0.12	0.11	0.88
405.35	40.23	3911.55	864.00	2993.01	0.29	0.22	0.77
433.11	56.99	10766.29	2866.06	7604.41	0.38	0.27	0.71
414.44	94.71	28789.32	3297.06	25053.62	0.13	0.11	0.87
407.86	36.69	2809.65	694.46	2046.59	0.34	0.25	0.73
395.35	41.57	4124.30	914.98	3109.90	0.29	0.22	0.75
438.00	65.94	33004.09	19076.57	12296.58	1.55	0.58	0.37
409.20	95.63	29393.35	2000.37	27168.84	0.07	0.07	0.92
445.57	64.70	13958.30	2872.98	10710.55	0.27	0.21	0.77
451.40	59.79	13744.09	3114.34	10262.03	0.30	0.23	0.75
417.47	88.66	24146.66	3444.35	20375.27	0.17	0.14	0.84
422.50	216.48	1023782.06	723999.83	256260.32	2.83	0.71	0.25
0.0626	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

algoritmo [AS](#) con cancelador ponderado en la parte de las detecciones y de morfología [CTG](#) y de algoritmo [AS](#) con cancelador promediado en la parte de morfología de [ECG](#). En ellos podemos ver el comportamiento que tienen los índices en función de la [RSIf](#) y de la [RSRf](#).

3.2.2.1. AS con señales reales.

En la Figura [3.27](#) del lado izquierdo se puede observar el resultado de medir la sensibilidad y la especificidad del algoritmo [AS](#) con cancelador ponderado en función de la [RSIf](#). Para el caso materno ambos índices son superiores a 0.997, ya que

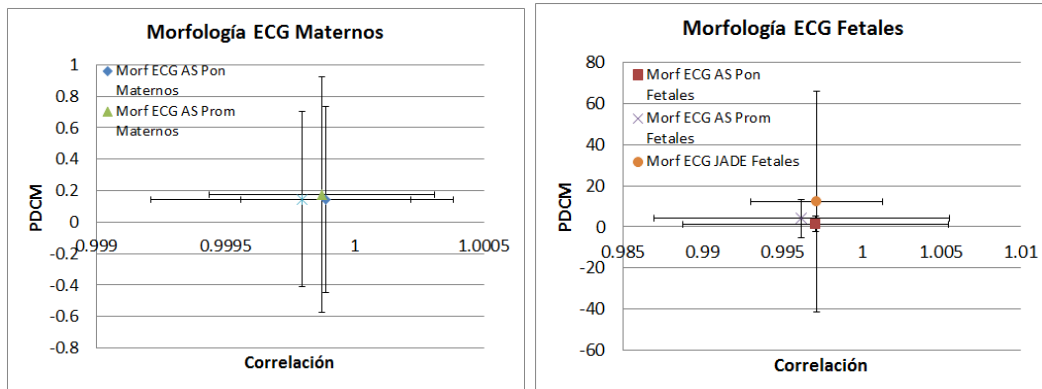


Figura 3.26: Medias y desviaciones estándar de los promedios de ensamble de ECG materno y fetal con los tres algoritmos hechas por los algoritmos: análisis secuencial con cancelador ponderado (AS Pon), análisis secuencial con cancelador promediado (AS Prom) y JADE.

su detección es relativamente sencilla y es mucho menos vulnerable al error. Por su parte las detecciones fetales tienen una mayor dificultad para detectarse. En general se aprecia que a menor $RSIf$ es más complicada la detección. Sin embargo, existen algunos puntos fuera de este comportamiento, debido a la no estacionaridad de las señales. También se observa que la especificidad, tiene valores similares que la sensibilidad, esto muestra que se usó un umbral de detección adecuado. En la Figura 3.27 del lado derecho se muestra el resultado de medir la sensibilidad y la especificidad de ese mismo algoritmo en función de la $RSRf$. En este caso también se muestra cierto comportamiento donde a bajas $RSRf$ se tiene un desempeño deficiente de acuerdo con lo que indica la sensibilidad y la especificidad del algoritmo. Existen algunos puntos fuera de ese comportamiento, lo cual sugiere que no hay una relación directa en todos los casos debido a que algunas señales presentan una buena RSR en la mayor parte de la señal. Sin embargo, los movimientos del feto o de la madre durante algunos segundos de la señal pueden alterar la medición de $RSRf$ lo suficiente para registrar una varianza grande de ruido aunque represente una parte pequeña de la señal. Por otro lado, también tenemos algunas señales donde la detección de los complejos fetales por parte del experto se complica en algunos tramos de la señal, mientras que en otros es relativamente sencillo. Lo anterior se traduce en que la RSR medida no sea tan baja, pero el $CTGF$ tiene variaciones demasiado grandes, que harían cuestionar la opinión del experto. En este punto se presenta una desventaja en el uso de señales reales en la evaluación, donde se utiliza como referencia la opinión del experto que bajo ciertas condiciones la detección de los complejos QRS con el VARMI se vuelve complicada.

En la Figura 3.28 del lado izquierdo se muestra el PDCM para el CTGM y para el CTGF. En el caso materno las diferencias están debajo del 3%, dado que no se

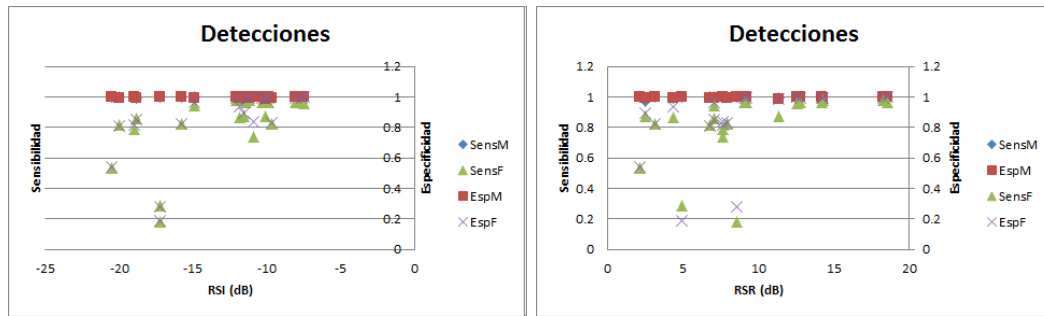


Figura 3.27: Sensibilidad y Especificidad en las detecciones recuperadas por el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a interferencia (izq.) y de la relación señal a ruido (der.) con las señales filtradas. Sensibilidad Materna (Sens M), Sensibilidad Fetal (Sens F), Especificidad Materna (Esp M), Especificidad Fetal (Esp F)

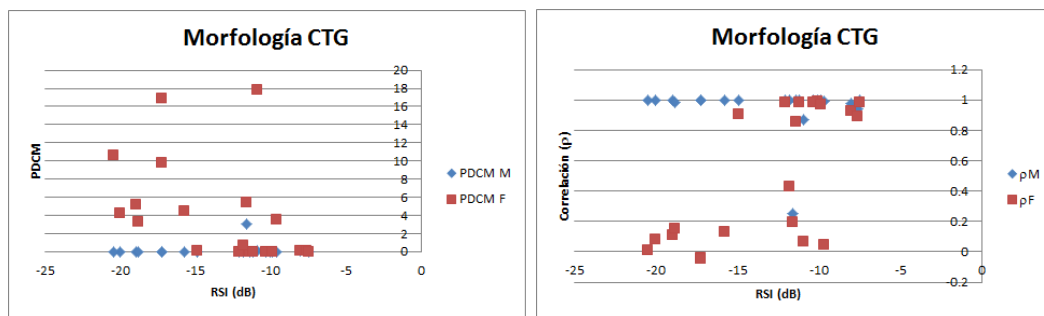


Figura 3.28: Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.) y correlación (ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de cardiogramas utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a interferencia con señal filtrada.

torna complicada la detección de complejos maternos. En el caso fetal las diferencias aumentan principalmente a bajas RSI_f . Hay algunas señales donde las diferencias entre el $CTGF$ original y el $CTGF$ recuperado por el algoritmo fueron grandes pues el índice ρ tiene valores debajo de 0.2, esto se debe principalmente a que este índice es muy sensible. En la Figura 3.27 se puede observar que en algunas señales se obtuvo menos del 0.5 de sensibilidad y de especificidad fetal, esto dice que en esas señales hubo muchas detecciones erróneas, las cuales hacen que haya una gran diferencia al comparar las morfologías del $CTGF$. En la Figura 3.28 se muestra el resultado de medir la ρ en función de la RSI_f . Las ρ maternas son en mayoría superiores a 0.97, lo que significa que la morfología del $CTGM$ original es muy parecida a la morfología del $CTGM$ recuperado por el algoritmo. Para los $CTGF$ las correlaciones no son tan altas principalmente a bajas RSI_f .

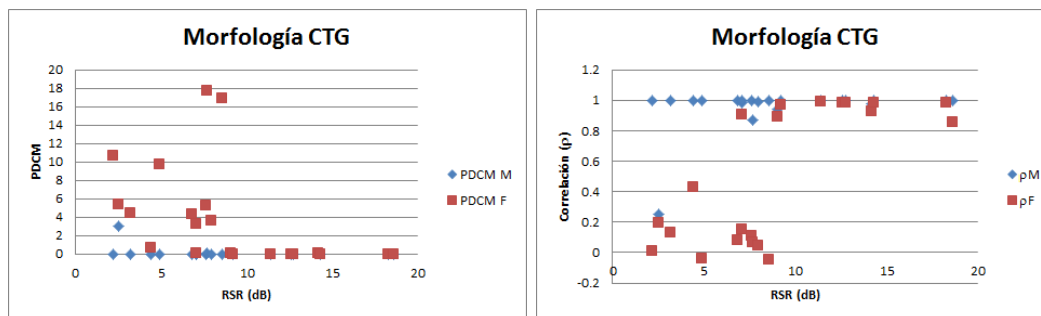


Figura 3.29: Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.). Correlación (ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de cardiograma utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a ruido filtrada

Al comparar estos mismos índices en función de la RSR_f se obtiene un comportamiento similar a cuando se graficó en función de la RSI_f , lo cual se puede observar en la Figura 3.29. Para el caso fetal es más notorio el comportamiento que el PDCM en el CTGF es mayor a bajas RSR_f . Así mismo, la ρ fetal se va acercando a uno conforme aumenta la RSR_f .

En la Figura 3.30 del lado izquierdo se puede ver una ligera tendencia de cómo disminuyen los PDCM conforme aumenta la RSI_f . La mayoría de los PDCM en los ECGM y ECGF están por debajo del 20% lo que se reafirma el hecho que aún teniendo algunos FN o FP los promedios de ensamble de ECG no se ven muy afectados. Solo hay un punto que muestra diferencias cercanas de 150% y al 200% en el ECGM y ECGF respectivamente, debido a que en uno sólo de los canales de ECGA registrados hubo mucho ruido, aparentemente por movimientos del electrodo, lo que provocó que los promedios de ensamble de ECGM y ECGF se vieran muy afectados a pesar de que las detecciones tuvieron una sensibilidad de 0.84 y una especificidad del 0.94 gracias al PCA y al cancelador promediado utilizados en este algoritmo. Por su parte, del lado derecho de la Figura 3.30 podemos ver que todas las ρ son superiores a 0.995, lo que significa que hay similitud entre los promedios de ensamble originales y los promedios de ensamble recuperados por el algoritmo en cuestión, incluso en la señal en la que se tiene un aparente ruido del electrodo no se ve cambio en la ρ .

En la Figura 3.31 del lado izquierdo podemos apreciar una ligera tendencia en la disminución del PDCM conforme aumenta la RSR , donde se percibe también el punto fuera de comportamiento donde hubo mucho ruido en ese canal por un aparente movimiento del electrodo. Del lado derecho de la Figura 3.31

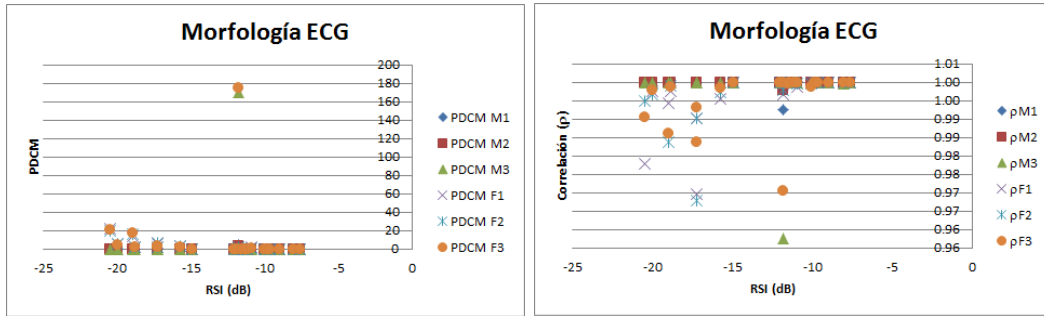


Figura 3.30: Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal. Correlación (ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de ECG utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador promediado en función de la relación señal a interferencia filtrada

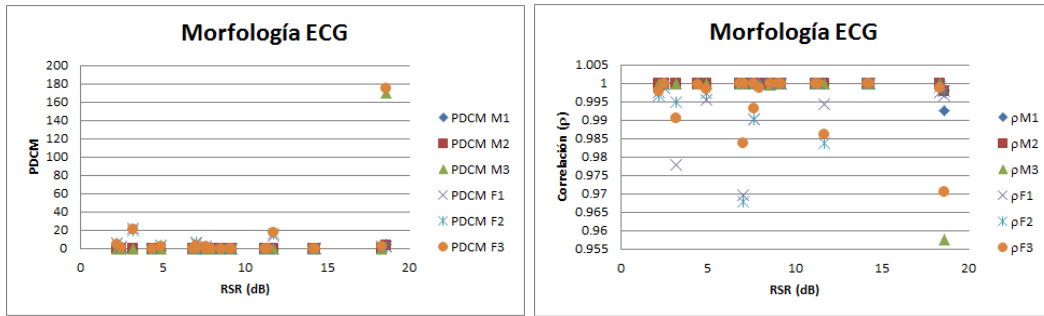


Figura 3.31: Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.) y correlación (ρ) materno y fetal (der.) en la morfología de ECG utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador promediado en función de la relación señal a ruido filtrada.

3.2.2.2. AS con señales sintéticas.

En la Figura 3.32 del lado izquierdo se puede observar el resultado de medir la sensibilidad y la especificidad del algoritmo AS con cancelador ponderado en función de la $RSIf$. Del lado izquierdo en función de la $RSIf$ donde se muestran las señales simuladas que se generaron dejando fija la RSR y variando la RSI , la tendencia es similar a lo que sucede con las señales reales, es decir, a bajas $RSIf$ el resultado de sensibilidad es bajo también, conforme va aumentando la $RSIf$ se obtienen mayores valores de sensibilidad y especificidad fetal, para el caso materno los valores obtenidos son mayores a 0.9993, con excepción del punto donde la sensibilidad materna cae hasta 0.28 y la sensibilidad fetal es de 0.58, lo que muestra claramente que en esa señal con una $RSIf$ de 6.2 dB la amplitud de los complejos fetales fue similar a la de los complejos maternos, lo que provoca confusiones en las detecciones maternas y fetales. Del lado derecho de la figura, se pueden apreciar el resultado en función de la $RSRf$ donde se muestran las señales simuladas que se generaron dejando fija la RSI y

variando la RSR . En el caso materno, a bajas RSR_f se tiene un bajo desempeño, ya que se simuló el extremo de que el ruido fuera mayor a la señal materna, al momento en que se superan los -0.77 dB la sensibilidad y la especificidad materna superan el 0.9 . Para el caso fetal, se ve marcada la tendencia en que aumenta la sensibilidad y la especificidad conforme aumenta la RSR_f .

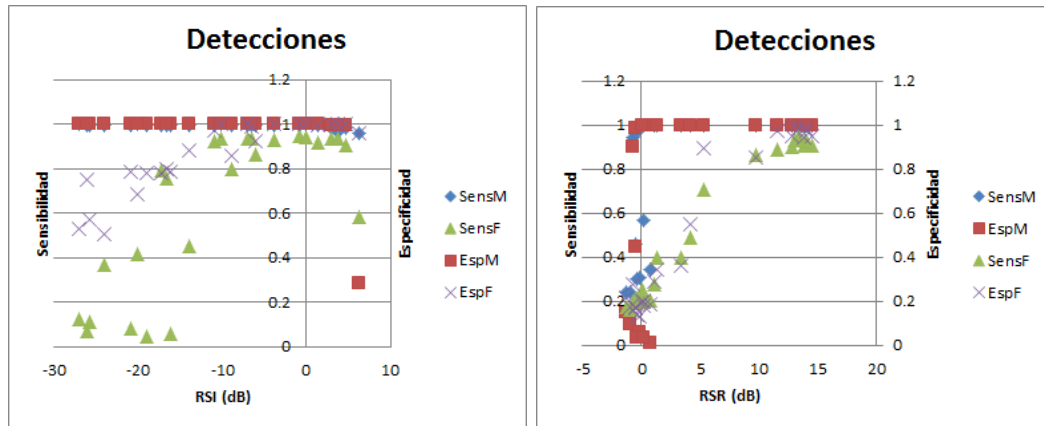


Figura 3.32: Sensibilidad y Especificidad en las detecciones de señales sintéticas recuperadas por el algoritmo análisis secuencial con cancelador promediado en función de la relación señal a interferencia (izq.) y de la relación señal a ruido (der.) con las señales filtradas. Sensibilidad Materna (Sens M), Sensibilidad Fetal (Sens F), Especificidad Materna (Esp M), Especificidad Fetal (Esp F)

En la Figura 3.33 del lado izquierdo se puede observar que para el caso materno el $PDCM$ es menor a 0.3% excepto en la señal con una RSI_f de 6.2 dB, donde se obtuvo 20% . Para el caso fetal el $PDCM$ se eleva hasta 1200% a bajas RSI_f , mientras que al superar los -11 dB las diferencias caen por debajo de 0.03% . Del lado derecho de la figura se puede apreciar como las ρ maternas están por encima de 0.99 excepto por las señales que están en 4.2 y en 6.2 dB, donde hubo confusión en la detección, las ρ fetales están debajo del 0.08 cuando las RSI son menores a -8.89 dB, a partir de ese punto comienza a incrementar la ρ hasta obtener valores superiores al 0.9 y finalmente vuelve a haber una caída en la señal de 6.2 dB.

En la Figura 3.34 se muestra del lado izquierdo la $PDCM$ en función de la para el caso materno el $PDCM$ es del 30 a 50% para RSR_f menores a 1 dB, a partir de ese valor el $PDCM$ toma valores menores a 0.003% . Para el caso fetal el $PDCM$ llega hasta 24% por debajo de los 5 dB, por encima de ese valor toma valores menores a 3.5% . Del lado derecho de la figura se puede observar que en los valores positivos de la RSR_f , todas las correlaciones maternas están por encima de 0.99 , mientras que las

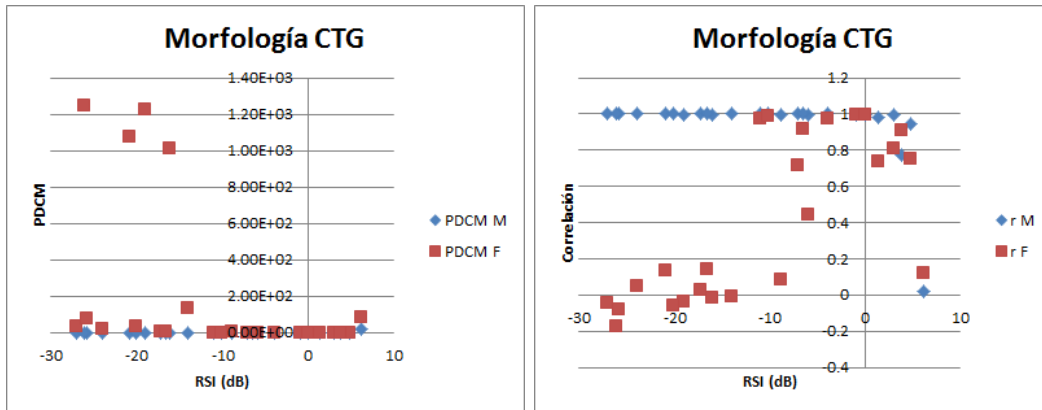


Figura 3.33: Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.) y correlación(ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de cardiograma de las señales sintéticas utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a interferencia con señal filtrada.

fetales comienzan a incrementar cuando se superan los 5 dB.

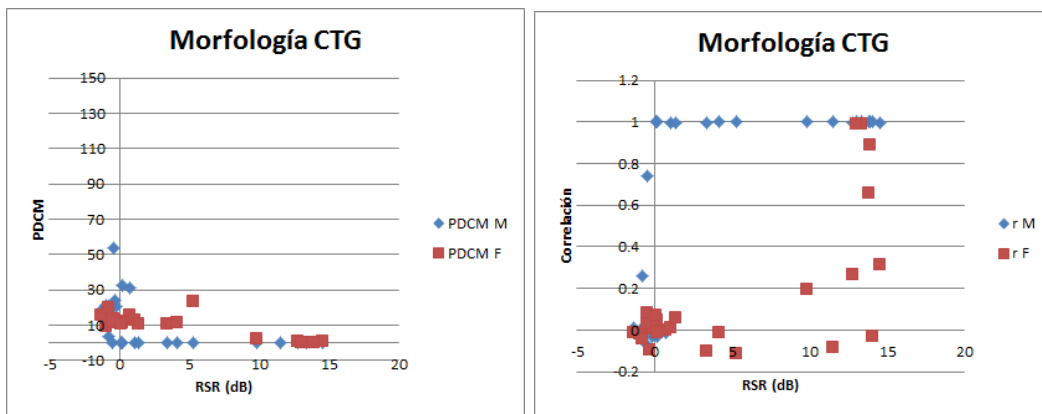


Figura 3.34: Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.). Correlación (ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de cardiograma utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a ruido filtrada

En la Figura 3.35 se puede observar del lado izquierdo que para el caso materno todos los PDCM inferiores al 0.02 %, mientras que para el caso fetal hay promediaciones que por debajo de los -16 dB los PDCM alcanzan valores de hasta 400 % lo que es consecuencia de errores en las detecciones que se traducen en una mala promediación del ECG. Esta misma tendencia se puede notar también en el lado derecho de la figura pues por debajo de los -20 dB hay señales que tienen una ρ hasta de 0.3

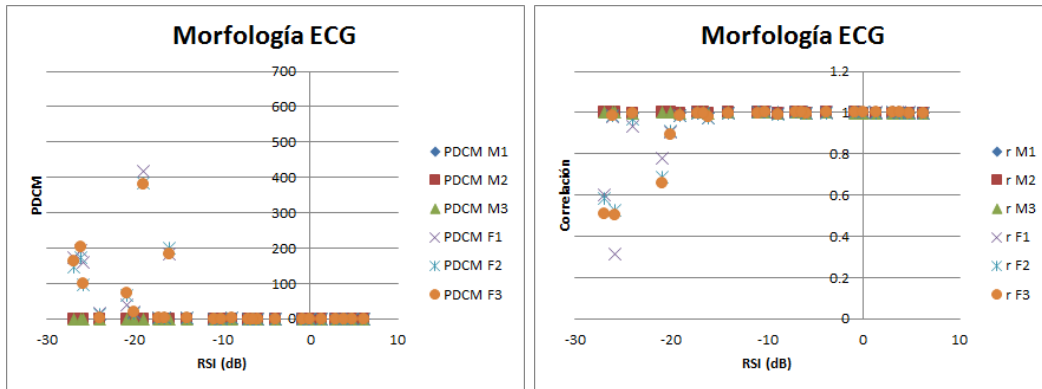


Figura 3.35: Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal. Correlación (ρ) materna y fetal (der.) en la morfología de ECG utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador ponderado en función de la relación señal a interferencia filtrada

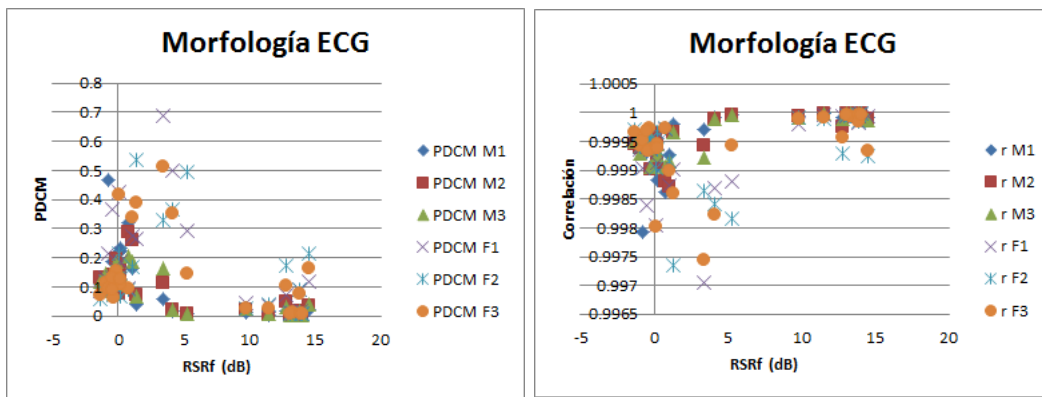


Figura 3.36: Porcentaje de diferencias cuadrático medio (PDCM) materno y fetal (izq.) y correlación (ρ) materno y fetal (der.) en la morfología de ECG utilizando el algoritmo análisis secuencial con cancelador promediado en función de la relación señal a ruido filtrada.

En la Figura 3.36 se puede observar del lado izquierdo que para el cancelador ponderado en el conjunto de señales donde se dejó fija la RSI y se varió la RSR todos los PDCM maternos y fetales están por debajo del 1%. Del lado derecho se puede ver que todos los valores de ρ están por encima de 0.997 lo que muestra que esas promediaciones no fueron afectadas por los errores de detección

Capítulo 4

Conclusiones

4.1. Datos Originales

4.1.1. Señales Reales

La parte del banco de datos que está conformada por señales reales presenta varias ventajas al ser adquiridas en pacientes de [CIMIGEN](#) y por lo tanto tienen las características que se mencionaron en la Sección [2.1.2.1](#). Sin embargo, estas señales tienen la gran dificultad de que no se conocen las localizaciones de los complejos QRS maternos y fetales. Se necesita invertir tiempo en separar la señal por medio del programa que se utilizó para esta tarea. El cual necesita un usuario entrenado para seleccionar un par de complejos maternos y fetales y posteriormente editar manualmente cada señal, lo cual puede ser muy tardado dependiendo de la [RSR](#) y de la [RSI](#) de cada señal. Este argumento nos motivó a utilizar señales sintéticas para la evaluación.

4.1.2. Señales Sintéticas

Tomando en cuenta lo dicho en el punto anterior se hace evidente la necesidad de generar señales de modo sintético, con lo cual es posible controlar la [RSR](#) y la [RSI](#) de cada señal, generar señales mono o multicanal, con ubicaciones de electrodos deseadas, agregar [VFC](#) al tiempo de conocer las ubicaciones donde se genera cada latido, colocar el eje cardíaco fetal en cierta dirección y agregar las componentes de ruido deseadas. La desventaja en este caso es que se tiene un modelo, que se puede apegar bastante a la realidad. Sin embargo, no deja de ser un modelo perfectible, que siempre puede tener más factores para considerar una señal más parecida a la real.

4.2. Algoritmos evaluados

El algoritmo **AS** con cancelador ponderado, mostró ligeramente mejores resultados en los bloques de detecciones, morfología **CTG** y morfología **ECG**. Es muy importante resaltar que en ambos algoritmos un punto determinante es el umbral que se escoja para la detección de complejos fetales, y más aún si ese umbral se hiciera con una ventana móvil se obtendrían mejores resultados. En cuanto a **JADE**, este algoritmo puede mostrar resultados con más del 0.7 de sensibilidad y especificidad utilizando al menos ocho canales de adquisición [7]. En nuestro caso se hizo una base de datos con sólo tres canales, que proporcionaran mayor información, sin complicar demasiado la adquisición. Por lo tanto, al ver el resultado mostrado es muy importante tomar en cuenta el número de canales que se utilizaron.

4.3. Método de Evaluación

La propuesta de evaluación permite una adecuada caracterización del desempeño integral de algoritmos de separación del **ECGF** a partir del **ECGA**. La evaluación del desempeño de los algoritmos se considera integral porque cubre tanto su capacidad para analizar una adecuada morfología del **ECGF**, así como la exactitud y precisión para detectar los complejos electrocardiográficos fetales y, consecuentemente la confiabilidad para generar las series de tiempo de los periodos cardíacos fetales. El hecho de analizar las medias y las desviaciones estándar de los índices obtenidos al aplicar el método propuesto nos abre la posibilidad para conocer la respuesta de los algoritmos en cuestión y más aún, al observar su desempeño en función de la **RSI** y de la **RSR** podemos conocer profundamente como funcionan los algoritmos de extracción de **ECGF** ante una variedad de situaciones contenidas en el banco de señales reales y en el generador de señales sintéticas.

4.3.1. Detecciones

Al utilizar los índices de Sensibilidad y Especificidad como parte de la evaluación se tiene una idea de cómo está funcionando un algoritmo, ya que muestra la proporción de **FP** y de **FN** con respecto al número total de complejos QRS en una señal de **ECGM** o de **ECGF**. Sin embargo, con estos índices no se tiene suficiente información sobre el comportamiento de la serie de tiempo de los intervalos R-R o sobre la morfología de los promedios de ensamble de **ECG**, las cuales aportan elementos útiles en el diagnóstico realizado por medio del **MEF**. Por lo tanto, al utilizar únicamente los índices de Sensibilidad y Especificidad podríamos tener un resultado confuso.

4.3.2. Morfología Cardiotacograma

Los índices de ρ y PDCM obtenidos sobre los CTGM y CTGF recuperados por los algoritmos en cuestión mostraron ser muy sensibles ante pocos errores de detección. En especial el índice ρ llegó a mostrar valores por debajo de 0.5, aún con valores de Sensibilidad de 0.86 y Especificidad de 0.9, por lo que es de especial importancia aplicar este bloque al evaluar un algoritmo de extracción de ECGF. Una aplicación clínica común es un análisis de variabilidad de la VFC, donde se analizan temporal y espectralmente los complejos R fetales. El hecho de que pocos errores en las detecciones provoquen cambios tan grandes en la ρ y el PDCM del CTGF muestra que para hacer un estudio de VFCE es necesario tener detecciones con sensibilidad y especificidad cercanos al 100 %, de manera que los resultados no se vean afectados.

4.3.3. Morfología ECG

Al comparar los promedios de ensamble de ECG por medio de los índices de ρ y PDCM se pudo observar que en este bloque los índices son robustos ya que aunque haya un número considerable de fallas en las detecciones, es suficiente con menos de 60 complejos de manera que se obtiene un promedio de ensamble de ECG que converge para cuantificar los intervalos y segmentos utilizados en el MEF.

Apéndice A

Implementación de algoritmos

Se seleccionaron los algoritmos presentados en [10] y [38], los cuales hacen la extracción de [ECGF](#) a partir de un registro multicanal de [ECGA](#).

A.1. Análisis secuencial

En este algoritmo se hace un filtrado de la señal para quitar los artefactos no deseados, se combinan las señales con [PCA](#), se hace un filtrado por template para encontrar los complejos QRS maternos, se hace la cancelación de los mismo, seguido de otra combinación por [PCA](#) para finalmente detectar con filtrado por template los complejos QRS fetales

Filtrado. Se filtra la señal con un filtro pasabandas FIR de 64 coeficientes, diseñado por el método de ventanas. Su banda de paso va de 10 a 80Hz. Además se le agrega un filtro IIR rechazabanda en 60Hz para quitar la interferencia de la línea eléctrica. Por último se sobremuestra de 500 a 2000 muestras por segundo.

Análisis de componentes principales. Se hace una combinación de canales a través de [PCA](#) computado por descomposición de valores singulares (Singular Value Decomposition) ([SVD](#)). Se ha propuesto una modificación a este algoritmo pues en lugar de hacer PCA antes de la cancelación de complejos maternos podemos hacer la detección materna en un canal torácico, posteriormente hacer la cancelación materna en los canales abdominales adquiridos y finalmente hacer PCA para redimensionar las señales y quedarnos con el canal de máxima varianza para hacer detección de complejos fetales por medio de filtrado por template.

Detección de complejo QRS materno. Para lograr una buena detección de los complejos maternos se utiliza un filtro por template, en donde se obtiene una señal correlacionada con un template, el cual es obtenido al promediar más de 500 complejos de una señal real. Se utiliza un umbral de 0.4 de la amplitud del template para ver qué puntos son los que tienen la mayor correlación.

Cancelación de complejo QRS materno. Esta parte es fundamental en los algoritmos de análisis secuencial, ya que tendremos una buena detección de complejos fetales en función de que haya una correcta cancelación de los complejos maternos. Se implementaron dos tipos de cancelación, el primero es tomando en cuenta lo que se menciona en [10], [39] en donde se hace un promedio de N complejos maternos y se utiliza un factor de escalamiento para minimizar el Error Cuadrático Medio (ECM) la diferencia entre el complejo promediado y el latido actual, de modo que se obtenga una correcta cancelación. Para ello, se utiliza un template que va siendo actualizado cada latido con los últimos N latidos, este template es ajustado al minimizar el error cuadrático medio que existe entre el complejo actual y el template. Esto nos resulta en la función objetivo que se muestra en la ecuación (A.1)

$$e^2 = \|\underline{\mu}a - \underline{m}\| \quad (\text{A.1})$$

Para minimizar el ECM se está utilizando la definición de la norma, al tomar su derivada e igualarla a cero se obtiene un punto crítico, el cual sabemos que es un mínimo pues la función es una cuadrática, fácilmente distinguible por ser cóncava hacia arriba.

El segundo cancelador se tomó con base en lo presentado en [11] en donde se hace la cancelación de acuerdo a una ponderación del template. Si hubo un cambio muy grande se toma mayor peso en el template, o bien si el cambio fue menor se le da mayor peso al latido actual.

Detección de complejos fetales. Se utiliza también un filtro por template, utilizando un promedio de Y complejos fetales, de manera que podamos tener los puntos donde la señal correlacionada supera el umbral de 0.5 del template fetal.

Promediación. Finalmente se realiza la promediación coherente con respecto a los complejos R detectados, tanto para el caso materno como para caso fetal. Esto se traduce en obtener un par de vectores como salida del algoritmo. Estos vectores mostraran la forma del complejo PQRST que es de utilidad para el análisis morfológico

A.2. Separación ciega de fuentes

Los métodos **BSS** son utilizados para extraer las señales originales independientes (llamadas fuentes) no observadas, de mezclas desconocidas de ellas que es la señal observada. Entre estos métodos se ha utilizado la **SVD** y el **ICA** [38]. La desventaja de los métodos basados **BSS** es que el número de señales observadas debe ser mayor o igual al número original de fuentes.

Diagonalización Aproximada de Matrices Propias. El algoritmo **JADE** descrito en [38] es un método **BSS**, el cual consiste básicamente en:

- Inicialización. Se estima una matriz \widehat{W} de blanqueo $Z = \widehat{W}X$
- Propiedades estadísticas. Se estima una cantidad máxima de matrices cumulantes \widehat{Q}_i^Z
- Diagonalización. Se encuentra la matriz de rotación \widehat{V} , tal que las matrices cumulantes sean lo más diagonal posible

$$\widehat{V} = \operatorname{argmin} \sum i\operatorname{Off}(V^T \widehat{Q}_i^Z V)$$
- Separación. Se estima la matriz A como $\widehat{A} = \widehat{V}\widehat{W}^{-1}$ y se estiman los componentes $\widehat{S} = \widehat{A}^{-1}X = \widehat{V}^T Z$

Por lo tanto en este algoritmo introducimos nuestras señales abdominales y torácicas, y nos entrega las fuentes que mostraron independencia estadística separadas.

Detección de complejos fetales. En estas señales con independencia estadística se escoge el canal en el que se muestra mayor contribución fetal y posteriormente se hace un filtrado por template para obtener los puntos donde haya complejos fetales. En este caso se realizó un intento por obtener las fuentes independientes con sólo tres canales abdominales, considerando el número de amplificadores y de electrodos que se deben utilizar por cada canal adquirido. Sin embargo con esa adquisición no es suficiente información para obtener las fuentes de interés .

Apéndice B

Artículos en congreso

- R. Arias-Ortega, R. Camarena, J. Corona-Fraga, M.J. Gaitán-González. *Generador de señales de ECG abdominal en el embarazo a partir de bases de datos reales y señales simuladas*. Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica. León, Gto. 2010.
- J. Corona-Fraga, M.J. Gaitán-González, R. Arias-Ortega, R. González-Camarena. *Generación de señales simuladas de ECG abdominal a partir de un modelo abdominal tridimensional*. Memorias del Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica. Barranquilla 2011.
- Jaime Corona-Fraga, Jatziri Gaitán-González, Ronald Arias-Ortega, Ramón González-Camarena. *Generación de señales simuladas de ECG abdominal a partir de un modelo abdominal 3D*. Revista de Ingeniería Biomédica. Medellín, Colombia 2012.

Generador de señales de ECG abdominal en el embarazo a partir de bases de datos reales y señales simuladas.

R. Arias-Ortega¹, R. Camarena², J. Corona-Fraga¹, M.J. Gaitán-González²

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

²Departamento de Ciencias de la salud, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

Resumen—El monitoreo materno-fetal es muy importante porque permite la detección temprana de condiciones anormales en la madre o el feto. Esto ha propiciado el desarrollo de técnicas de supervisión a través del electrocardiograma abdominal y la variabilidad de la frecuencia cardiaca, utilizando para esto algoritmos y hardware de aplicación específica. Sin embargo, no existen herramientas estandarizadas que permitan la medición de la efectividad de los algoritmos y de las plataformas de hardware, siendo esta la razón de proponer una base de datos y un sistema de generación que permitan la evaluación de los mismos. La base está compuesta por señales reales y sintéticas, y se implementa también un sistema que permite generar cualquier señal del banco de datos de manera analógica basado en el BIOPAC, con lo que podrían evaluarse los algoritmos directamente sobre dispositivos de procesamiento. Se generó un banco de datos con 20 señales reales y 20 señales sintéticas con un amplio rango de relación señal a ruido, y acondicionadas para la evaluación en dispositivos de aplicación específica. La funcionalidad de las señales generadas se evaluó aplicando distintas técnicas de procesamiento en un controlador digital de señales.

Palabras clave—ECG abdominal, generador de señales, ECG fetal, base de datos.

I. INTRODUCCIÓN

A lo largo del embarazo se requiere de una vigilancia médica que asegure tanto la salud del feto como de la madre. Una de las variables más utilizadas para evaluar el estado fisiológico del feto es la frecuencia cardiaca fetal (FCF). El análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) proporciona indicadores del desarrollo fetal y de la regulación autonómica cardiovascular [1], y clínicamente se ha relacionado estrechamente con hipoxia y acidosis fetal [2]. Por otro lado, la morfología del electrocardiograma fetal (ECGF) permite analizar cambios en los intervalos y ondas cardiacas fetales, relacionados con el nivel de oxigenación fetal.

La frecuencia cardiaca (FC) es comúnmente medida por medio del ultrasonido de efecto Doppler, sin embargo, este no permite analizar la morfología de la señal, misma que aporta elementos de evaluación del bienestar fetal [3]. La magnetocardiografía fetal es otra técnica que permite obtener la FC y la morfología de la señal del ECGF, sin embargo este equipo tiene un costo muy elevado y no existe la posibilidad de que sea portable. La detección del ECG abdominal (ECGA) ha demostrado ser una técnica que permite obtener la FC y la morfología de la señal en registros de larga duración, convirtiéndose en la opción ideal para equipos portables por

su bajo costo y requerimientos de hardware. Estos equipos han demostrado ser útiles en la vigilancia de embarazos de alto riesgo [4].

El ECGA contiene tanto la actividad eléctrica cardiaca fetal como la materna. Para extraer el ECGF a partir del ECGA se presentan varios retos: 1) Hay coincidencia espectral del ECG materno (ECGM) y del fetal ya que ambos están en el rango de 0.5 a 100Hz; 2) El ECGM puede ser de 2 a 1000 veces más grande que el fetal; 3) Existe coincidencia temporal de los complejos maternos y fetales; 4) Existen interferencias causadas por otros biopotenciales como el electromiograma; 5) La señal es afectada por la respiración o por movimientos de la madre y del feto, colocación de los electrodos, la posición del feto y la edad gestacional [5].

Con el fin de obtener la FCF y el ECGF a partir del ECGA se han desarrollado múltiples algoritmos que enfrentan los problemas de extracción a través de diferentes técnicas de procesamiento, sin embargo, resulta complicada la evaluación de dichos algoritmos ya que no hay un procedimiento estándar, con el cual se realice la evaluación utilizando señales generadas bajo parámetros homogéneos y que permitan medir el desempeño de los algoritmos implementados en software. De manera análoga, al implementar los algoritmos en dispositivos de procesamiento no existe una forma de utilizar las señales de estudio como entradas analógicas del sistema, impidiendo la comparación directa del desempeño de los dispositivos en condiciones reales. Por esto, se hace necesaria la implementación de una plataforma que genere señales analógicas a partir de una base de datos conocida y que permita la evaluación del desempeño de los dispositivos y algoritmos implementados en ellos.

En el presente trabajo se describe la implementación de un generador de señales analógicas de ECGA, que produce las señales a partir de una base de datos predefinida y que contiene señales reales y sintéticas. Esta base de datos en conjunto con el generador buscan estandarizar la información que se utiliza para la evaluación de algoritmos de separación y extracción de señales de ECGM y ECGF.

II. METODOLOGÍA

II-A. Base de datos

La base de datos debe contener señales de registros abdominales maternos que permitan la evaluación de los algoritmos y plataformas bajo las mismas condiciones de un registro real. De igual forma, debe contener señales sintéticas con condiciones de relación señal a ruido (SNR) controladas

para los complejos maternos y fetales, que permitirán detectar de manera específica las falencias de los algoritmos.

II-A.1. Datos reales: La base de datos de señales reales provino del Laboratorio de Fisiología Humana de la Universidad Autónoma Metropolitana y los registros abdominales fueron adquiridos en el servicio de consulta externa del Hospital del Perpetuo Socorro del Centro de Investigación Materno Infantil del grupo Gen (CIMI-Gen). La base de datos consta de 65 mujeres quienes aceptaron voluntariamente participar en los estudios y a quienes se les tomaron de dos a cuatro registros en diferentes posiciones con una duración de 5 minutos y una frecuencia de muestreo de 500Hz. Se seleccionaron 20 registros de sujetos diferentes con periodos de gestación que van de la semana 18 a la 40 y con diferentes tipos de relación señal a ruido. Para la SNR materna (SNR_M) (1), se consideró como señal el ECGM y como ruido el ECGF en conjunto con la línea de base [6]. Para el caso fetal la SNR fetal (SNR_F) se determinó de acuerdo a (2). En el caso materno sólo se consideraron para la sumatoria los complejos donde no había interferencia de los complejos fetales, y para la SNR_F de igual forma sólo se consideraron los complejos fetales sin interferencia. Como ruido se consideró el máximo valor pico a pico de la sección de línea de base posterior al complejo fetal.

$$SNR_M = 10 \log_{10} \left[\frac{\sum_{i=1}^n |MECG|^2}{\sum_{i=1}^n |FECG|^2 + |Ruido|^2} \right] \quad (1)$$

$$SNR_F = 10 \log_{10} \left[\frac{\sum_{i=1}^n |FECG|^2}{|Ruido|^2} \right] \quad (2)$$

II-A.2. Datos sintéticos: Para realizar la evaluación de algoritmos en forma objetiva, algunos autores han desarrollado modelos con los que generan de forma sintética las señales de ECGA. Uno de ellos propuso un modelo aditivo en el cual una señal de ECG de un adulto DII es contaminada con ruido electromiográfico, interferencia de la línea de alimentación eléctrica, oscilaciones en la línea de base debido a la respiración y cambios abruptos por movimientos del paciente. Esta señal es utilizada para evaluar el desempeño de 9 algoritmos de detección de complejos QRS de ECG adulto [5]. Otro modelo genera el ECG viendo al corazón como un dipolo, el cual se relaciona con los potenciales que se registran en la superficie del cuerpo. Se consideran las diferentes vistas desde las cuales se puede registrar el ECG considerando las interferencias que se tienen en la realidad. Este modelo es generalizado para obtener registros de ECGA en el cual se implementa un dipolo para modelar el corazón materno y otro para el corazón fetal [7].

De forma general el modelo propuesto por Sameni [7] considera lo descrito en la ecuación (3)

$$ECGa(t) = H_m \cdot R_m \cdot \Lambda_m \cdot s_m(t) + H_f \cdot R_f \cdot \Lambda_f \cdot s_f(t) + W(t) \quad (3)$$

donde los subíndices m y f son las contribuciones maternas y fetales respectivamente. $s(t)_{3 \times 1} = [x(t), y(t), z(t)]^T$ contiene el dipolo en cada instante de tiempo en cada dirección, $H_{N \times 3}$ es el volumen conductor, $R_{3 \times 3}$ es la matriz de rotación del dipolo, $\Lambda_{3 \times 3}$ son los pesos con que se escala el dipolo en

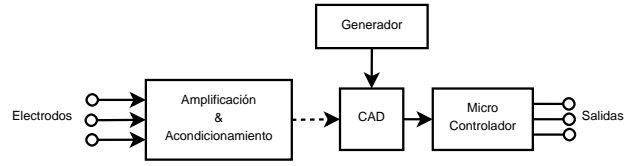


Fig. 1. Diagrama de un dispositivo evaluado con el generador propuesto

cada dirección, $W(t)_{N \times 1}$ es el ruido del canal. $ECGa(t)$ es la suma de la señal materna, la fetal y el ruido. En tanto que el modelo propuesto en [5] considera lo descrito en la ecuación (4)

$$ECGa(t) = A \cdot ECG(t) + W_{Resp}(t) + W_{EMG}(t) + W_{Mov}(t) + W_{LA}(t) \quad (4)$$

donde $ECG(t)$ es la señal pura de ECG con amplitud A , $W_{Resp}(t)$ es el ruido asociado con la respiración del sujeto el cual se simuló con una senoidal a 0.3Hz para mujeres embarazadas [8], $W_{EMG}(t)$ es el ruido asociado con la actividad muscular que se representa con ruido gaussiano, $W_{Mov}(t)$ son cambios abruptos en la señal debido a movimientos del paciente simulados con segmentos de DC entre 0.5 y -0.5mV, y $W_{LA}(t)$ es el ruido debido a la línea de alimentación que se representa con una sinusoidal a 60Hz. Una combinación de los modelos descritos en las ecuaciones (4) y (3) nos llevan a generar señales totalmente conocidas con parámetros que podamos controlar. Estos parámetros se varían tomando en cuenta un intervalo ampliado de las SNR obtenidas en la señales reales, esto es desde 1 a 20dB para la SNR_F y de 20 a 1dB para la SNR_M .

II-B. Generador de señales

Como sistema para la generación de las señales a partir de las bases de datos se utilizó el módulo BIOPAC MP100 en conjunto con el software AcqKnowledge® versión 3.8.1 [9]. Este módulo posee dos convertidores digital a analógico (CDA) de 16 bits que permiten una resolución máxima de $76\mu V$ y son controlados por medio de la función de “estimulación” del dispositivo. Para esto se debe establecer el tipo de estímulo o forma de la señal que se va a utilizar, que en este caso son las señales de ECG abdominal provenientes de la base de datos. Estas señales fueron remuestreadas a una frecuencia de 2kHz y posteriormente procesadas en Matlab®, con el fin de ajustar sus amplitudes a un máximo de 0 a 5V y la media general de la señal a 2.5V, que equivale al tipo de señal que típicamente recibiría el convertidor analógico digital (CAD) de un dispositivo de procesamiento. Como vemos en la Fig 1, este generador reemplaza la etapa de acondicionamiento y amplificación, entregando directamente la señal acondicionada al convertidor analógico a digital (CAD) y permitiendo de esta forma la evaluación del algoritmo de forma independiente a la etapa de acondicionamiento.

II-C. Dispositivo de evaluación

Para evaluar la funcionalidad de la señal generada se utilizó el dispositivo dsPIC30F6014A de Microchip®. Este

es un controlador digital de señales que integra las características de un microcontrolador y de un DSP, convirtiéndose en una herramienta adecuada para el procesamiento de señales. Posee un convertidor analógico a digital de 12 bits que permitió la adquisición de las señales generadas, para posteriormente aplicar sobre estas diferentes técnicas de filtrado que permitieron verificar la utilidad de dichas señales para la evaluación de algoritmos en tiempo real. Se utilizó la interfaz de monitoreo de control de datos (DCMI) de Microchip en conjunto con el módulo para depuración en tiempo real (ICD2) para extraer del dsPIC los datos adquiridos y procesados [10].

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La tabla I muestra los diferentes niveles de SNR que se obtuvieron con las señales, los cuales fueron tomados en cuenta para generar las señales sintéticas. En esta tabla se esperaría que para las señales reales la SNR_F vaya aumentando y que la SNR_M vaya disminuyendo (pues la señal fetal se toma como ruido), conforme van aumentando las semanas de gestación (SDG); sin embargo, en la columna de la edad gestacional podemos apreciar que algunas señales registradas en una semana temprana tienen una mayor SNR_F que otras que fueron registradas a mayor edad gestacional. Esto se debe a que hay otros factores involucrados en la SNR, tales como: la posición, situación y presentación del feto. Por lo tanto es importante generar las señales sintéticas tomando en cuenta un intervalo amplio de SNR_F y SNR_M ; y no sólo basarnos en las SDG en las que fueron registradas las señales reales. En la tabla la edad gestacional hace referencia sólo a las señales reales cuyas SNR están descritas en las dos columnas posteriores a la duración de la señal. Las dos últimas columnas en la tabla hacen referencia a la relación señal a ruido materna y fetal para las señales simuladas.

TABLA I
RELACIÓN SEÑAL A RUIDO PARA SEÑALES REALES Y SINTÉTICAS

Edad Gestacional (semanas)	Duración (seg)	Señales reales		Señales sintéticas	
		SNR_F (dB)	SNR_M (dB)	SNR_F (dB)	SNR_M (dB)
29	300	1.7	17.4	1	20
38	300	4.3	9.4	2	19
30	300	6.0	14.1	3	18
35	300	7.1	10.4	4	17
28	300	8.0	14.3	5	16
22	300	8.1	9.0	6	15
26	300	8.3	14.8	7	14
40	300	8.5	13.1	8	13
24	300	10.1	8.7	9	12
21	300	10.6	11.4	10	11
22	300	10.7	2.1	11	10
37	300	10.8	5.1	12	9
30	300	11.1	7.3	13	8
26	300	11.2	14.1	14	7
23	300	12.5	7.7	15	6
22	300	14.3	16.6	16	5
37	300	14.6	9.4	17	4
40	300	14.8	10.7	18	3
23	300	16.1	1.4	19	2
39	300	17.9	4.1	20	1

SNR_F : relación señal a ruido fetal, SNR_M : relación señal a ruido materno

En la Fig. 2 se muestra un ejemplo de una señal real reproducida por el sistema; esta señal fue leída de un archivo de texto y posteriormente generada por el convertidor digital a analógico. La figura corresponde a la imagen tomada de un osciloscopio; en ésta se pueden apreciar los complejos maternos (a) y fetales (b) típicos de una señal de ECGA. Para este caso la señal tiene un máximo de 4V, un mínimo de 0.5V y una media de 2.5V, con estas características puede ingresar directamente al CAD de cualquier sistema de 0-5V para realizar la evaluación del desempeño del dispositivo.

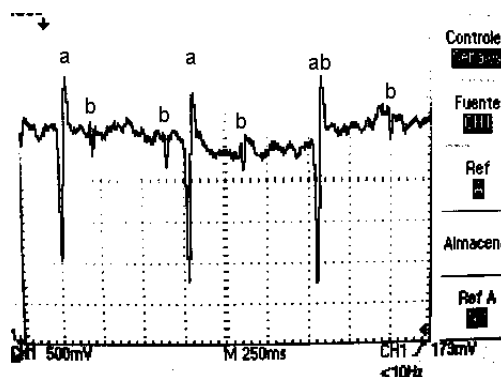


Fig. 2. Imagen en osciloscopio de una señal típica del generador

La Fig. 3 ilustra la respuesta que se obtiene a través de la interfaz de monitoreo de datos (DCMI) y el depurador (ICD2), en la ventana vemos una señal producto de procesar la señal del generador en un filtro FIR pasa banda de 10 a 70 Hz con 64 coeficientes, este proceso se realiza en tiempo real por el dsPIC y permite determinar que la señal generada si es de utilidad para evaluar procesos y algoritmos. De igual forma se aplicaron diferentes técnicas de procesamiento como filtrados adaptables y convoluciones diversas, obteniendo en todos los casos señales útiles que permiten evaluar el comportamiento de los procesos.

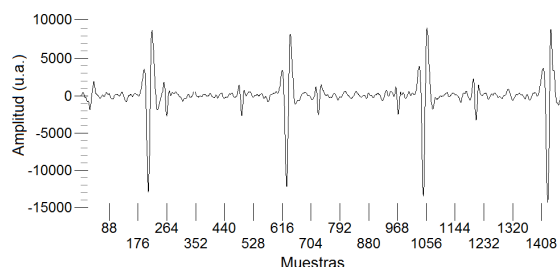


Fig. 3. Señal de ECGA filtrada en una ventana de DCMI

Es importante destacar que la implementación de un generador de señales analógicas de ECGA, cobra importancia en el ámbito de estandarización y facilidad de evaluación de los algoritmos que se implementan en dispositivos de procesamiento para el monitoreo materno-fetal. También vale la pena mencionar que se puede utilizar la base de datos reales y el simulador con diferentes niveles de SNR para la evaluación de algoritmos que corren fuera de línea.

Por otro lado es importante destacar que este esquema se aplica en este caso a la generación de señales de ECGA, pero puede generalizarse para otro tipo de aplicaciones de ECG e incluso otras señales, basándose en el esquema de simulación y adición controlada de ruido.

IV. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

El sistema permite la estandarización en la evaluación de algoritmos de separación materno fetal de un canal y de múltiples canales, ya que provee una base de datos unificada con señales reales y sintéticas que tienen diferentes características de SNR, y el uso generalizado de esta base de datos permitiría una evaluación objetiva del desempeño de cualquier algoritmo.

La implementación de un sistema conjunto que permite generar de manera analógica las señales almacenadas en la base de datos, abre la posibilidad de evaluar plataformas de hardware en tiempo real, suprimiendo la etapa analógica de acondicionamiento que es relevante al tener la señal fetal baja SNR y permitiendo de esta forma, una evaluación directa de los procesos digitales.

Finalmente, al contar con una herramienta de este tipo se pueden realizar pruebas intensivas sobre el hardware que se desarrolla, sin necesidad de recurrir a sujetos en la etapa de evaluación del desempeño.

Como trabajo a futuro, se debe aumentar el número de canales ya que en este momento sólo se utilizan dos; para esto se debe desarrollar una plataforma de hardware independiente del BIOPAC. De igual forma, esta base de datos debe ser publicada en un sitio web para que comience a ser utilizada por otros grupos de investigación y de esta forma se comience la estandarización de los procesos por medio de los que se realiza la evaluación de los algoritmos de detección y extracción de ECGF.

REFERENCES

- [1] D. Hoyer, E. Heinicke, S. Jaekel, F. Tetschke, D. Pietro Paolo, and Hauelsen., "Indices of fetal development derived from heart rate patterns," *Early Human Development*, vol. 85, pp. 379–386, 2009.
- [2] J. Larma, A. Silva, C. Holcroft, R. Thompson, P. Donohue, and E. Graham, "Intrapartum electronic fetal rate monitoring and the identification of metabolic acidosis and hypoxic-ischemic encephalopathy," *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, vol. 197, pp. 301.e1–301.e8, 2007.
- [3] E. M. Symonds, D. Sahota, and A. Chang, *Fetal electrocardiography*. Imperial College press, 2001.
- [4] J. Crowe, A. Harrison, and B. Hayes-Gill, "The feasibility of long-term fetal heart rate monitoring in the home environment using maternal abdominal electrodes," *Physiological Measurement*, vol. 16, no. 3, pp. 195–202, 1995.
- [5] G. Friesen, T. Jannett, M. Afify Jadallah, S. Yates, S. Quint, and H. Troy Nagle, "A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 37 (1), pp. 85–98, 1990.
- [6] S. Sargolzaei, K. Faez, and A. Sargolzaei, "Signal processing based techniques for Fetal Electrocardiogram extraction," *BioMedical Engineering and Informatics: New Development and the Future - Proceedings of the 1st International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, BMEI*, vol. 2, pp. 492–496, 2008.
- [7] 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, cited By (since 1996) 1.
- [8] E. Kolarzyk, W. Szot, and J. Lyszczarz, "Lung function and breathing regulation parameters during pregnancy," *Archives of Gynecology and Obstetrics*, vol. 272, no. 1, pp. 53–58, 2005, cited By (since 1996) 7.
- [9] *Acknowledge software guide*, BIOPAC systems Inc.
- [10] *MPLAB $\text{\textcircled{R}}$ IDE User's Guide with MPLAB Editor and MPLAB SIM Simulator*, Microchip Technology Inc., 2009.

Generación de señales simuladas de ECG abdominal a partir de un modelo abdominal tridimensional

J. Corona-Fraga¹, M.J. Gaitán-González², R. Arias-Ortega¹, R. González-Camarena²

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

²Departamento de Ciencias de la salud, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

Resumen—El monitoreo electrónico fetal (MEF) es una herramienta de vital importancia en la detección de anomalías en el periodo antenatal. El registro del electrocardiograma abdominal es una de las técnicas de monitoreo más prometedoras ya que presenta facilidad de adquisición y permite la supervisión materna y fetal simultáneamente. Sin embargo, la separación de estas señales es complicada, por lo que se han generado numerosos algoritmos para desarrollar esta tarea. Desafortunadamente, no existe una forma estandarizada de medir la efectividad de estos algoritmos, constituyendo esta la principal justificación de este trabajo. Se propone entonces, la implementación de un sistema que permita la generación de señales de ECG en el embarazo a partir de señales simuladas, con el fin de controlar todas las variables asociadas a las señales y que se pueda realizar una evaluación objetiva de los algoritmos. El sistema propuesto permite controlar la relación señal a ruido (RSR) de las componentes materno y fetal de la señal así como el número de canales y la posición de electrodos a través de una interfaz visual. La integridad de las señales generadas se evaluó por medio de la obtención de la RSR para el caso materno y fetal, y comparándolos con los valores de simulación. En este trabajo se evalúa que la RSR deseada en una señal generada sea similar o igual a la RSR obtenida.

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

I. INTRODUCCIÓN

El monitoreo electrónico fetal (MEF), es una alternativa para dar seguimiento al embarazo durante el periodo antenatal [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, aún bajo condiciones óptimas el contenido de la señal de ECGA presenta dificultades para su análisis y procesamiento debidas a varios factores como: 1) coincidencia temporal y espectral entre los complejos maternos y fetales; 2) señal materna de mayor amplitud a la fetal; 3) morfología de onda distinta en cada posición de los electrodos en la piel de la madre y; 4) 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 lo más real posible contra las que contendría el algoritmo en cuestión. Como parte del trabajo de nuestro laboratorio [12], previamente se presentó un generador de señales analógicas para probar un algoritmo de extracción de ECGF implementado en un DsPIC, basado en un banco de señales reales y sintéticas utilizando el modelo de dipolo. 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. METODOLOGÍA

Las señales de ECGA se generaron tomando en cuenta el modelo propuesto por Sameni y Cols. [13] donde se presenta un modelo que funciona de acuerdo con el modelo de dipolo cardíaco, se utiliza una suma de gaussianas donde se optimizan las amplitudes, anchos y ángulos para darle la forma de ECG, se genera un dipolo materno y uno 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 y se le agrega ruido por actividad muscular, ruido de la línea de base y por movimientos del electrodo. El generador de señales sintéticas esta en la librería OSET disponible en <http://www.oset.ir/>.

II-A. Modelo general

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

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

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. $s(t)_{3 \times 1} = [x(t), y(t), z(t)]^T$ contiene el dipolo en cada instante de tiempo, $H_{N \times 3}$ es el volumen conductor, $R_{3 \times 3}$ es la matriz de rotación del dipolo, $\Lambda_{3 \times 3}$ son los pesos con que se escala el dipolo en cada dirección, $W(t)_{N \times 1}$ 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.

II-A.1. Tipos de ruido: Para modelar el ruido llamado $W(t)_{N \times 1}$ en la ecuación (1) se utiliza el generador de ruido sintético de la librería OSET, el cual permite generar ruido a partir de un modelo autoregresivo 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.

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

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

$$\beta = \sqrt{\frac{Var_F / Var_{Ruido}}{10^{RSR/10}}} \quad (3)$$

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

Se incorporan los términos de las ecuaciones (2) y (3) con la ecuación (1) para obtener la ecuación (4)

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

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.

II-A.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 Figura 1 se muestra un modelo en 3D reconstruido a partir de imágenes de resonancia magnética de una mujer embarazada en la 34^o semana de gestación, la cual se emplea para extraer las ubicaciones mencionadas. En este modelo se simula la colocación de 8 electrodos abdominales, los cuales se pueden ver resaltados en la Figura 1, también se muestra resaltado el corazón del feto.

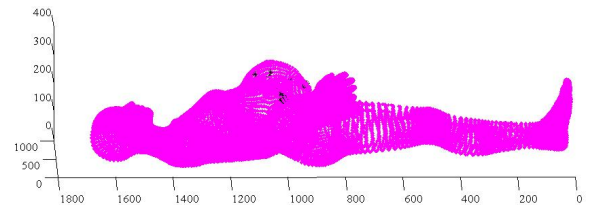


Fig. 1. Modelo reconstruido en 3D a partir de imágenes de IRM

II-A.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 VFC, para lo cual se optó por utilizar un conjunto de CTG's reales. Estos CTG fueron elegidos a partir de una base de datos obtenida en el Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento en la cual se buscó tener CTG's maternos y fetales de distintos tipos. Centrándonos en el CTG fetal esta base de datos comprende CTG's con desaceleraciones normales, tardías o variables, variabilidad reducida, bradicardia y taquicardia. Al agregar VFC se obtienen las coincidencias temporales entre latidos maternos y fetales.

II-A.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.

II-B. Generación de señales utilizando el modelo de dipolo

Se generaron 25 señales monocanal, en las cuales se hizo variar la RSI desde -30 hasta -5dB y se dejó la 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 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.

II-C. Medición de la RSR y RSI obtenida

Para medir las relaciones obtenidas con respecto a las deseadas, se utilizan las ecuaciones (5) y (6) .

$$RSI = 10 \log_{10} \frac{Var_F}{Var_M} \quad (5)$$

$$RSR = 10 \log_{10} \frac{Var_F}{Var_{Ruido}} \quad (6)$$

Donde: Var_F es la varianza obtenida a partir de los promedios de ensamble del ECGF sincronizado con los complejos QRS, Var_M es la varianza obtenida a partir de los promedios de ensamble del ECGM sincronizado con los complejos QRS y Var_{Ruido} es la varianza de los segmentos donde no hay complejo materno, ni fetal. Para poder obtener estas relaciones, se utilizaron las localizaciones

con que se generan de los complejos QRS maternas y fetales.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

III-A. RSR deseada vs RSR obtenida

Una vez que se generaron las señales con una RSI y una RSR deseadas al utilizar las ecuaciones (2) y (3), procedimos a medir la RSI obtenida con las ecuaciones (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 afecto los promedios de ensamble fetales. En la Figura 2 se muestra el resultado de comparar la RSI de las señales generadas contra las obtenidas. Los rombos nos marcan una recta identidad, lo cual sería el valor idealmente esperado. Los cuadros nos marcan las mediciones realizadas. Se hizo una regresión lineal de manera que podamos ver las diferencias entre las 2 rectas mostradas. 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.

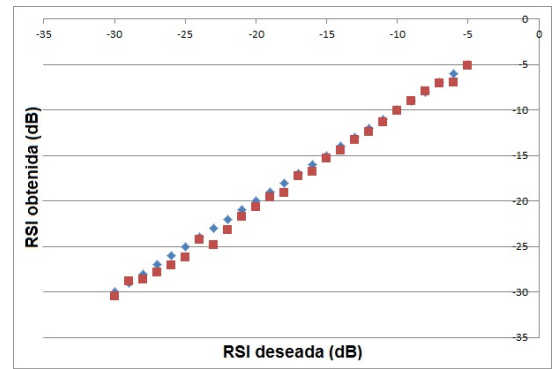


Fig. 2. RSI deseada vs RSI obtenida

En la Figura 3 se muestra la comparación de las RSR deseadas contra las 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 si se muestran diferencias significativas entre la pendiente y el origen de la identidad en comparación con la recta que resulta de las mediciones. Estas diferencias se deben en gran parte a que las señales se están generando con cierta RSR y RSI cuando se tienen las componentes maternas, fetales y el ruido por separado. Al momento de medirlas en las señales obtenidas ya se tienen las señales combinadas, por lo tanto van a variar los promedios de ensamble de los complejos maternos y fetales, así como el ruido.

III-B. Señales generadas

En la Figura 4 se muestra una señal de ECG fetal generada en 3 canales, en la cual se pueden ver las diferentes formas

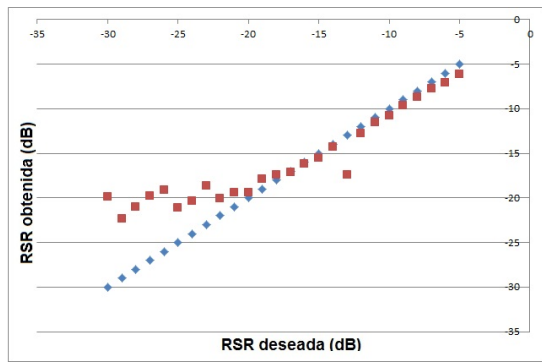


Fig. 3. RSR deseada vs RSR obtenida

de onda que se generan al simular 3 posiciones distintas de electrodos abdominales. En este caso solo se está mostrando la señal fetal generada.

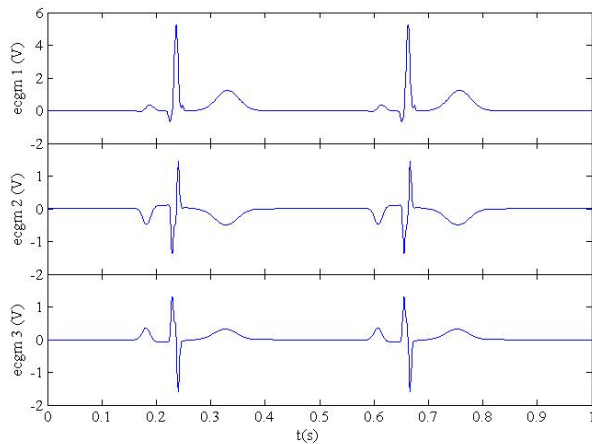


Fig. 4. Señal de ECG fetal de 1s en 3 canales

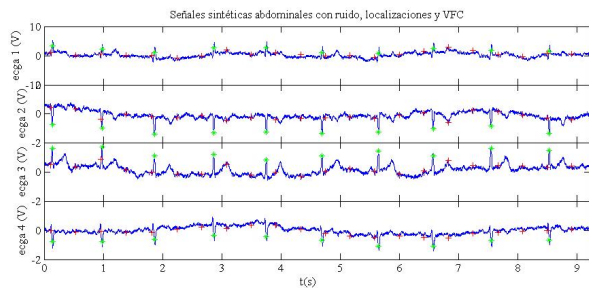


Fig. 5. Señal de ECG abdominal con ruido controlado

En la Figura 5 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.

IV. CONCLUSIONES

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.

REFERENCES

- [1] R. Bailey, "Intrapartum fetal monitoring," *American Family Physician*, vol. 80, no. 12, pp. 1388–1396+1398, 2010, cited By (since 1996) 0.
- [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-Suarez, "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*, 2010, pp. 2354–2357, cited By (since 1996) 0.
- [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. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2007, pp. 3282–3284, 2007, cited By (since 1996) 1.
- [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, cited By (since 1996) 17.
- [7] M. Martínez, 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*, 2001, pp. 253–256, cited By (since 1996) 1.
- [8] L. Lathauwer, B. Moor, and J. Vandewalle, "Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation," *IEEE Trans Biom Eng*, 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. Sluijter, "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, 2008, pp. 1378–1385, cited By (since 1996) 0.
- [12] R. Arias-Ortega, J. Gaitan-Gonzalez, J. Corona-Fraga, and R. Gonzalez-Camarena, "Generador de señales de ecg abdominal en el embarazo a partir de bases de datos reales y señales simuladas." *Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, vol. ., p. ., 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, cited By (since 1996) 1.
- [14] L. Bibin, J. Anquez, E. Angelini, and I. Bloch, "Hybrid 3d pregnant woman and fetus modeling from medical imaging for dosimetry studies," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 5, no. 1, pp. 49–56, 2010, cited By (since 1996) 1.

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 cardiaca 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 cardiotacograma 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 cardiaca 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. $s(t)_{3 \times 1} = [x(t), y(t), z(t)]^T$ contiene el dipolo en cada instante de tiempo, $H_{N \times 3}$ es el volumen conductor, $R_{3 \times 3}$ es la matriz de rotación del dipolo, $L_{3 \times 3}$ son los pesos con que se escala el dipolo en cada dirección y $W(t)_{N \times 1}$ 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 $W(t)_{N \times 1}$ 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^o 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.

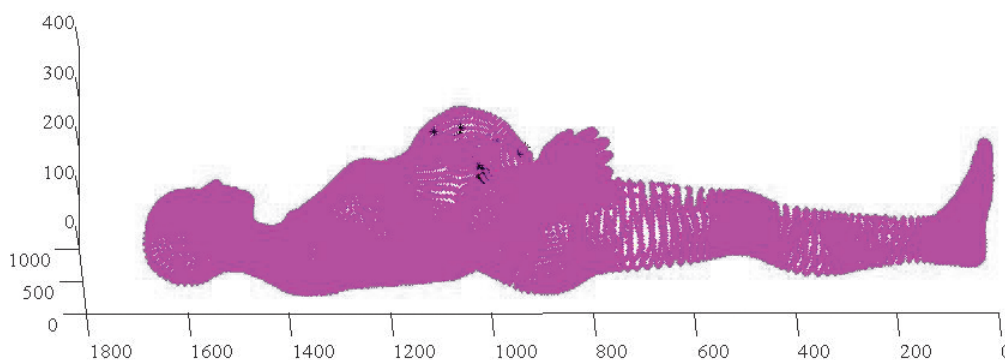


Fig. 1. Modelo reconstruido en 3D a partir de imágenes de IRM con la colocación de electrodos simulada

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.

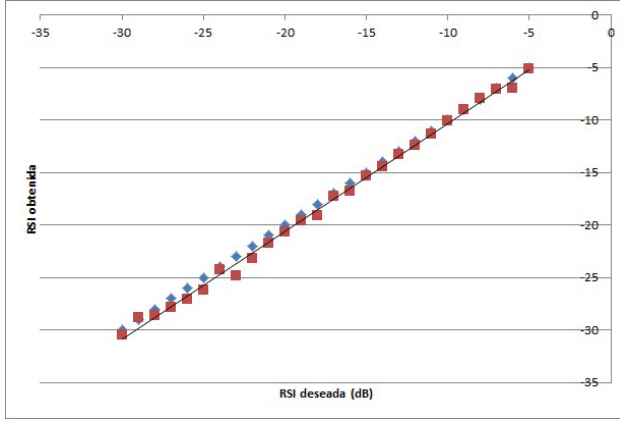


Fig. 2. Los cuadros muestran la correlación entre RSI deseada vs RSI obtenida. En rombos se muestra la línea de identidad.

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 si se muestran diferencias significativas entre la pendiente y el origen de la identidad en comparación con la recta que resulta de las mediciones.

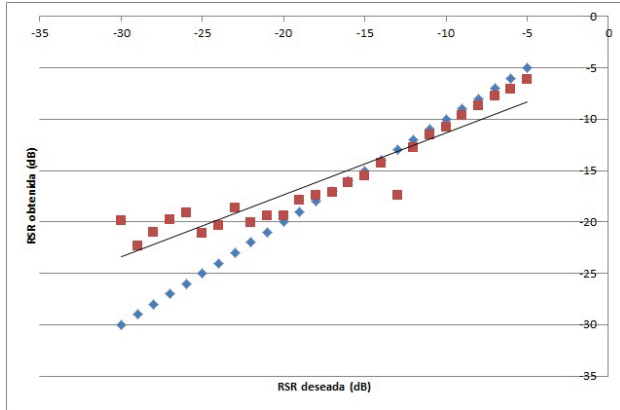


Fig. 3. En cuadros se muestra la correlación entre RSR deseada vs RSR obtenida. En rombos se muestra la línea identidad.

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.

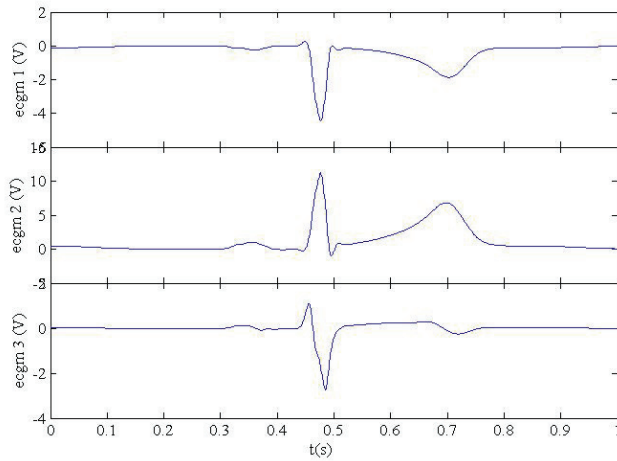


Fig. 4. Señal de ECG materna sintética de un segundo en tres canales

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.

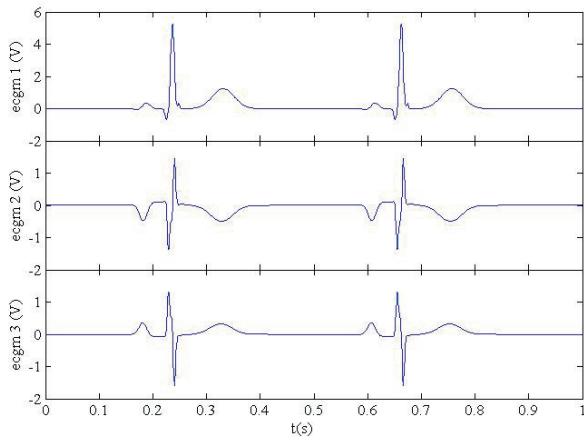


Fig. 5. Señal de ECG fetal sintética de un segundo en tres canales

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 (Δ). 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.

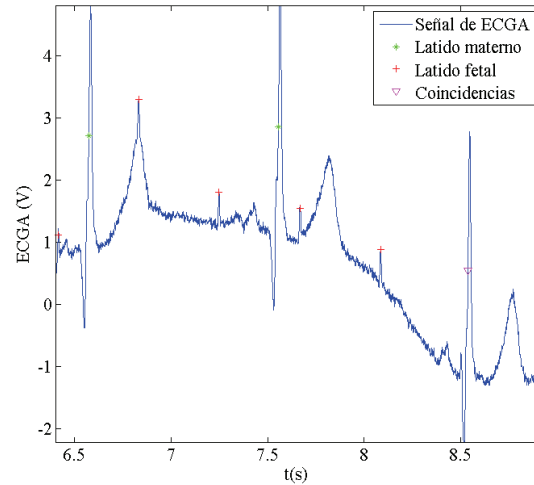


Fig. 6. Ventana de 2.5 segundos de la señal de ECGA sintética en un solo canal que incluye una contribución materna, una contribución fetal, ruido de línea de base, actividad muscular y movimientos del electrodo.

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.

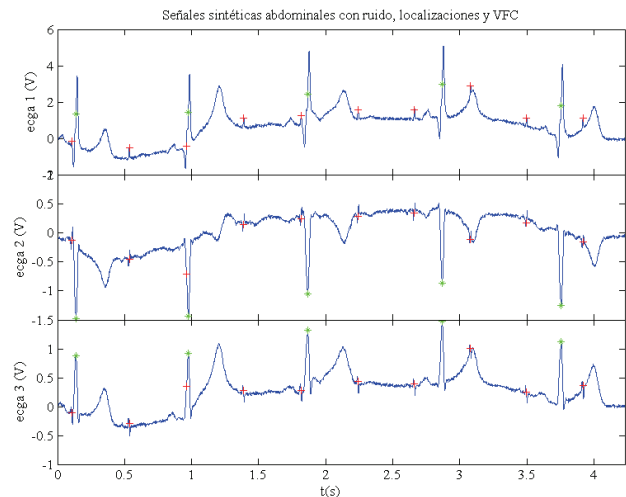


Fig. 7. Señal de ECG abdominal con ruido controlado

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. Sluijter, "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.

Bibliografía

- [1] Medina-Sanchez, V.: *Cancelacion de interferencias del ECG fetal por promediacion y analisis morfologico antenatal*. Tesis de Maestría, Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, 2007.
- [2] Bailey, R.E.: *Intrapartum fetal monitoring*. American Family Physician, 80(12):1388–1396+1398, 2010.
- [3] Symonds E., Sahota D., Chang A.: *Fetal Electrocardiography*. Imperial College Press, 2001.
- [4] Song, M.H., S.P. Cho, H.D. Park y K.J. 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. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2007:3282–3284, 2007.
- [5] Ibrahimy, M.I., F. Ahmed, M.A. Mohd Ali y E. Zahedi: *Real-time signal processing for fetal heart rate monitoring*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50(2):258–262, 2003.
- [6] Martinez, M., J. Calpe, E. Soria, J.F. Guerrero, G. Camps y L. Gómez: *Methods to evaluate the performance of fetal electrocardiogram extraction algorithms*. Computers in Cardiology, 1:253–256, 2001.
- [7] Lathauwer, L.D., B.D. Moor y J. Vandewalle: *Fetal Electrocardiogram Extraction by Blind Source Subspace Separation*. IEEE Trans Biom Eng, 47(5):567–573, 2000.
- [8] Pani, D., S. Argiolas y L. Raffo: *A DSP Algorithm and System for Real-Time Fetal ECG Extraction*. Computers in Cardiology, 35:1065–1068, 2008.
- [9] Rodriguez-Vera, R.N.: *Algoritmo para la construccion en tiempo real del cardiotacograma materno y fetal a partir del ECG abdominal*. Tesis de Maestría, Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, 1997.

- [10] Martens, S.M., C. Rabotti, M. Mischi y R.J. Sluijter: *A robust fetal ECG detection method for abdominal recordings*. *PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT*, 28:373–388, 2007.
- [11] Arias-Ortega, R.: *Diseño e implementación de un electrocardiograma materno - fetal como base para el desarrollo de un monitor de variables materno - fetales*. Tesis de Maestría, Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, 2010.
- [12] Golzan, S.M., F. Hakimpour, M. Mikaili y A. Toolou: *Fetal ECG extraction using multi-layer perceptron neural networks with bayesian approach*. *IFMBE Proceedings*, 22:1378–1385, 2008.
- [13] Germann, William J.: *Principles of Human Physiology*. Pearson. Daryl Fox, 2005.
- [14] Runge, M. & Stouffer, G.: *Cardiología Netter*. Elsevier Inc ©, 2004.
- [15] Constanzo, Linda: *Fisiología*. McGraw-Hill Interamericana, 2000.
- [16] Dawes, G.S.: *Foetal and Neonatal Physiology*. Year Book Medical Publishers, 1969.
- [17] Webster, John: *Medical Instrumentation Application and Design*. John Wiley & Sons, Inc., 1998.
- [18] Klabunde, Richard E.: *Cardiovascular Physiology Concepts*. Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
- [19] *Dirección General de Información en Salud (DGIS)*. *Base de datos de nacidos vivos registrados 1990-2007. Sistema Nacional de Información en Salud (SINAIS)*. [México]: Secretaría de Salud., 2010. <http://www.sinais.salud.gob.mx/nacimientos/index.html>, Consultado el 11 de noviembre de 2013.
- [20] *Investigación y desarrollo. Periodismo en Ciencia, Tecnología e información. México aun registra altos niveles de problemas en nacimiento.*, 2010. <http://www.invdes.com.mx/salud/870-mexico-aun-registra-altos-niveles-de-problemas-en-nacimiento>, Consultado el 11 de noviembre de 2013.
- [21] *Programa Nacional de Salud 2007-2012. Secretaria de Salud*, 2007. http://www.dgis.salud.gob.mx/descargas/pdf/ProNaSa_2007-2012.pdf, Consultado el 11 de noviembre de 2013.

- [22] Callaerts, Dirk, Joos Vandewalle, Willy Sansen, J. Janssens y G. Vantrappen: *Acquisition and processing of the antepartum FEKG*. A critical appraisal of fetal surveillance., Chap 43:371–380, 1994.
- [23] Hoyer, D., E. Heinicke, S. Jaekel, F. Tetschke, D. Pietro Paolo, J. Haueisen, E. Schlußner y Schneider U.: *Indices of fetal development derived from heart rate patterns*. Early Human Development, 85:379–386, 2009.
- [24] Van Leeuwen, P., D. Geue, S. Lange, W. Hatzmann y D. Granemeyer: *Changes in the frequency power spectrum of fetal heart rate in the course of pregnancy*. Prenatal Diagnosis, 23(11):909–916, 2003.
- [25] Larma, J.D., A.M. Silva, C.J. Holcroft, R.E. Thompson, P.K. Donohue y E.M. Graham: *Intrapartum electronic fetal rate monitoring and the identification of metabolic acidosis and hypoxic-ischemic encephalopathy*. American Journal of Obstetrics & Gynecology, 197:301.e1–301.e8, 2007.
- [26] Friesen, G.M., T.C. Jannett, M. Afify Jadallah, S.L. Yates, S.R. Quint y H. Troy Nagle: *A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37(1):85–98, 1990.
- [27] Sameni, R., G.D. Clifford, C. Jutten y M.B. Shamsollahi: *Multichannel ECG and noise modeling: Application to maternal and fetal ECG signals*. Eurasip Journal on Advances in Signal Processing, 2007:1–14, 2007.
- [28] Goldberger, A.L., L.A. Amaral, L. Glass, J.M. Hausdorff, P.C. Ivanov, R.G. Mark, J.E. Mietus, G.B. Moody, C.K. Peng y H.E. Stanley: *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals*. Circulation, 101(23):E215–220, 2000.
- [29] Sameni, R.: *Open Source Electrophysiological Toolbox*. <http://www.oset.ir/>, Consultado el 11 de noviembre de 2013.
- [30] Clifford, G.D., S. Nemati y R. Sameni: *An artificial vector model for generating abnormal electrocardiographic rhythms*. Physiological Measurement, 31(5):595–609, 2010.
- [31] Sameni, R.: *Extraction of Fetal Cardiac Signals from an Array of Maternal Abdominal Recordings*. Tesis de Doctorado, Sharif University of Technology, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2008.
- [32] Susan Guage, Christine Henderson: *CTG Made Easy*. Churchill Livingstone, 1999.

-
- [33] Moody, George B., Warren K. Muldrow y Roger G. Mark: *Noise Stress Test For Arrhythmia Detectors*. Computers in Cardiology, 11:381–384, 1984.
- [34] Corona-Fraga, J., R. Gonzalez-Camarena, R. Arias-Ortega y Gaitan Gonzalez J.: *Generación de señales simuladas de ECG abdominal a partir de un modelo abdominal tridimensional*. Memorias del IV Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica, ..., 2011.
- [35] Bibin, L., J. Anquez, E. Angelini y I. Bloch: *Hybrid 3D pregnant woman and fetus modeling from medical imaging for dosimetry studies*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 5(1):49–56, 2010.
- [36] Roosendaal, Ton: *3D creation for everyone, free to use for any purpose. Free Software, great community, and completely open*. <http://www.blender.org/>, Consultado el 11 de noviembre de 2013.
- [37] Cesarelli, M., M. Romano, M. Ruffo, P. Bifulco, G. Pasquariello y A. Fratini: *PSD modifications of FHRV due to interpolation and CTG storage rate*. Biomedical Signal Processing and Control, 6(3):225–230, 2011.
- [38] Cardoso, J.F.: *High-order contrasts for independent component analysis*. Neural Computation, 11(1):157–192, 1999.
- [39] Cerutti, S., G. Baselli y S. Civardi: *Variability analysis of fetal heart rate signals as obtained from abdominal electrocardiographic recordings*. Journal of Perinatal Medicine, 14(6):445–452, 1986.