



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

Unidad Iztapalapa

División de Ciencias Básicas e Ingeniería
Posgrado en Ingeniería Biomédica

Extracción de parámetros tiempo-frecuencia-energía del primer sonido cardiaco fetal

Tesis que presenta:

Ing. Usiel Salas Márquez

Matrícula: 2152800865

Para obtener el grado de:

Maestro en Ciencias (Posgrado de Ingeniería Biomédica)

Asesora:

Dra. Aída Jiménez González

Jurado Calificador:

Dr. José Javier Reyes Lagos

Dra. Sonia Charleston Villalobos

Dra. Aída Jiménez González

Iztapalapa, Ciudad de México, abril de 2022

Agradecimientos

Mi mayor agradecimiento a Dios (la creación dadora de vida), que siempre busca despertar en mí el optimismo y alegría por sobre todo conflicto (externo, interno, físico y/o psicológico). Por darme la fuerza y fe para creer en mí, ver las adversidades como oportunidades y darme el regalo de permanecer en esta vida para contribuir con mi granito de arena.

Al consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por el apoyo económico recibido para la realización de mis estudios de Maestría en Ingeniería Biomédica.

A los integrantes que conforman el Laboratorio de Ingeniería de Fenómenos Fisiológicos Perinatales (LIFFPPer), por atender mis inquietudes en momentos de confusión.

A mi asesora la Dra. Aída Jiménez González, por su paciencia, disciplina, motivación, el tiempo invertido y por haberme guiado durante todo este tiempo en mi crecimiento académico.

A mis sinodales, el Dr. José Javier Reyes Lagos y la Dra. Sonia Charleston Villalobos, cuyas observaciones fueron sumamente enriquecedoras.

Al comité de posgrado y a la planta docente, a todos ustedes por su apoyo, por transmitirme esa pasión y dedicación con que se deben hacer las cosas y por enseñarme a apreciar el valor y la importancia de la investigación científica.

A toda mi familia por su apoyo incondicional, por soportar mis fracasos y celebrar mis logros.

A mi madre Aisa, por amarme tanto. Y mi hermana Joselina, por creer en mí. Ustedes han sido el soporte de lo que he logrado. Sin su apoyo nada de esto hubiera sido posible.

A mi padre José, por siempre mostrarme el camino de la constancia, la importancia de tomar acción y abrazar la sabiduría.

A mis hermanas Gabriela y M. Antonia, por su amor y apoyo moral (la mejor medicina en momentos de inestabilidad emocional).

A mi hermano J. Ramón, digno de ser admirado, por ser un ejemplo a seguir y enseñarme que se puede lograr todo lo que te propongas.

A mi pareja y amigos de la UAM, por tantas historias y experiencias que hemos vivido juntos. Sobre todo, gracias por motivarme ante las adversidades.

En general, a todas las personas que me apoyaron desde el inicio de esta travesía.

Por último, quiero agradecer a la comunidad universitaria, mi casa abierta al tiempo que me ha dado tanto.

Resumen

Los sonidos cardíacos fetales (SCF) son vibraciones acústicas que contienen información acerca de la condición del sistema cardiovascular. Tradicionalmente, estos SCF se han usado solo para estudiar el estado de las válvulas cardíacas y medir la frecuencia cardíaca fetal, no obstante, se ha reconocido que también tienen el potencial para estudiar el desarrollo de la contractilidad miocárdica, la cual se ha vinculado con cambios en las frecuencias de los SCF y otras características morfológicas adicionales. Sin embargo, de acuerdo con los valores reportados en la literatura, aún existen diferencias importantes en sus frecuencias, y sus características adicionales aún siguen sin cuantificarse. En este trabajo se consideró que estas diferencias podrían deberse a las limitaciones de la técnica de análisis tradicional y se usó una alternativa que al incrementar la resolución permitió identificar las vibraciones (o eventos acústicos) constitutivas de S1 y extraer características tiempo, frecuencia, energía (TFE) en registros obtenidos en edades gestacionales diferentes. El objetivo de este estudio fue estudiar las características TFE de las vibraciones del primer sonido cardíaco fetal (S1) ante cambios en la edad gestacional (EG).

Para ello se extrajeron sonidos cardíacos S1 a partir de 9 registros fonocardiográficos en EGs entre 33 y 40 semanas, acompañados de un canal de electrocardiografía abdominal. Después de pasar por criterios de inclusión, a estos sonidos S1 se les aplicó la Transformada Wavelet Continua (TWC) mediante la cual se produjo el escalograma wavelet (representación en 3D) de S1 donde fue posible observar 5 vibraciones de alta amplitud. Posteriormente se simplificó esa misma representación para obtener la energía instantánea, etiquetar automáticamente esas vibraciones a estudiar y, por ende, medir su posición temporal y su energía. Después se simplificó el mismo escalograma, pero ahora para obtener la frecuencia instantánea, observar los cambios de las vibraciones etiquetadas y medir su frecuencia. Paso seguido, la muestra se dividió en tres grupos de EG, estos son: grupo G1 (para EGs de 33 semanas), grupo G2 (para EGs de 36 semanas) y grupo G3 (para EG entre 38 y 40 semanas). Finalmente, se analizó el comportamiento de esas mediciones o características en (1) misma EG y (2) entre diferentes EGs.

Después del análisis de un total de 20 características de las vibraciones se encontró que independientemente de la EG, los tiempos de las vibraciones fueron diferentes ($p < 0.010$). Por el contrario, para las frecuencias, independientemente de la EG se encontró que las frecuencias de las vibraciones fueron iguales (sin significancia estadística), es decir, en el mismo grupo no se pueden discernir entre ellas. Para las energías se observó que, en G2 y G3 las energías de las

vibraciones fueron diferentes ($p < 0.010$), sin embargo, en G1 (grupo donde se encuentran las menores EGs) se encontró que las energías de los picos de mayor amplitud etiquetados como EP2-EP3 fueron iguales, y las energías de los picos de mediana amplitud etiquetados como EP1-EP4 también fueron iguales. Con respecto a las comparaciones de las mediciones entre grupos, se encontró que: los tiempos de los eventos acústicos (para los tiempos medidos de manera relativa (a partir del pico R)) suelen cambiar de G1 a G2 y de G2 a G3, en particular a partir del tiempo etiquetado como RP2, G2 fue significativamente diferente de los otros grupos ($p < 0.015$). Con respecto a las frecuencias, se encontró que independientemente de la vibración bajo estudio las frecuencias fueron diferentes en cada EG ($p < 0.015$). Igual que el anterior, las energías de estos eventos acústicos resultaron ser diferentes en cada EG ($p < 0.015$), excepto para la vibración etiquetada como EP3. Por último, inesperadamente se encontró que EP3 y el tiempo etiquetado como TP3 (correspondiente a los tiempos medidos de manera local (a partir del inicio del sonido)) permanecen estables al cambiar la EG (sin significancia estadística).

En conclusión, las representaciones de energía y frecuencia mostraron claramente 5 vibraciones consistentes que permitieron la fácil medición de sus características TFE. También se pudo observar que para la misma EG solo se encontraron traslapes en las frecuencias y algunas energías en G1. Con referencia a los distintos grupos gestacionales, se encontró, que tanto la frecuencia como la energía cambian consistentemente, siendo la primera vez que se reportan cambios en la energía de las vibraciones en función de la EG. Dados los resultados, se pudo encontrar una similitud en el comportamiento de estas características con las descripciones (de eventos valvulares) hechas por otros autores. Por lo tanto, esto lleva a pensar que el análisis cuantitativo de los SCF podría proveer un método no invasivo e innovador para detectar los eventos valvulares (cierre y apertura de las válvulas atrioventriculares y semilunares), y por consiguiente abrir una ventana de oportunidades para el estudio de la condición fetal y la vigilancia prenatal.

Tabla de contenido

Resumen	3
Lista de abreviaturas.....	7
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	11
2. OBJETIVOS.....	14
2.1. OBJETIVO GENERAL.....	14
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	14
3. ANTECEDENTES.....	15
3.1. EL SISTEMA CARDIOVASCULAR FETAL	15
a) El corazón fetal.....	15
b) Los vasos sanguíneos	16
c) La placenta	16
d) El cordón umbilical.....	16
3.2. CIRCULACIÓN FETAL.....	16
3.3. CICLO CARDÍACO Y LOS EVENTOS VALVULARES	18
a) Sístole ventricular	19
b) Diástole ventricular	20
a) Componentes del primer sonido cardíaco.....	22
b) Componentes del segundo sonido cardíaco	22
3.4. ÍNDICES DE LA FUNCIÓN CARDÍACA	23
a. Índices de la función cardíaca fetal.....	24
b. Índices de la función cardíaca en Adultos.....	25
3.5. ESTUDIO ACÚSTICO DE LA FUNCIÓN CARDÍACA FETAL EN FORMA NO INVASIVA.....	26
3.5.1. Ultrasonido Doppler.....	26
3.5.2. Fonocardiografía	27
3.6. ANÁLISIS DE INFORMACIÓN ACÚSTICA CARDÍACA A PARTIR DEL FONOCARDIOGRAMA EN ADULTOS	32
4. HIPÓTESIS.....	35
5. MARCO TEÓRICO.....	36
5.1. ANÁLISIS DE FOURIER	36
5.2. TRANSFORMADA DE FOURIER DE TIEMPO CORTO	37
5.3. MÉTODO DE ESTIMACIÓN ESPECTRAL PARAMÉTRICO.....	38

5.3.1. Modelo Autorregresivo.....	39
5.4. TEORÍA WAVELET	41
5.4.1. La Transformada Wavelet	41
5.5. ANÁLISIS ENERGÉTICO DE LA TRANSFORMADA WAVELET	44
5.5.1. Espectro de Frecuencia Wavelet.....	45
5.5.2. Espectro de Energía Wavelet	46
6. MATERIALES Y MÉTODOS	47
6.1. MATERIALES.....	47
6.1.1. Infraestructura	47
6.1.2. Descripción de la población estudiada y de las señales fisiológicas utilizadas.....	47
6.2. METODOLOGÍA	49
6.2.1. Construcción del banco de datos de sonidos cardíacos fetales	49
a. Exploración visual de las señales	49
b. Segmentación S1 y normalización	51
c. Selección de sonidos S1 para analizar	53
6.2.2. Extracción de características en el dominio tiempo-frecuencia.....	61
a. Obtención de los coeficientes wavelet	61
b. Espectro de Energías Wavelet y valores tiempo-amplitud de los picos	63
c. Gráfico de contornos y valores en frecuencia de los picos.....	65
6.2.3 Medición de intervalos	67
6.2.4. Análisis estadístico	69
7. RESULTADOS	72
8. DISCUSIÓN	87
8.1. RELEVANCIA METODOLÓGICA	87
8.2. COMPORTAMIENTO DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LAS VIBRACIONES DE S1.....	89
8.3. IMPORTANCIA FISIOLÓGICA DE LOS EVENTOS ACÚSTICOS ENCONTRADOS EN S1.....	93
8.4. LIMITACIONES	101
8.5. TRABAJO A FUTURO	102
9. CONCLUSIÓN.....	104
BIBLIOGRAFÍA.....	106

Lista de abreviaturas

A:	Inicio del sonido.
A2:	Componente aórtico en S2.
Ac (siglas en inglés):	Cierre de la válvula aórtica.
ACI-SC:	Análisis de componentes independientes de un solo canal.
Ao (siglas en inglés):	Apertura de la válvula aórtica.
AR:	Autorregresivo.
ATF:	Análisis tiempo-frecuencia.
AV:	Atrioventricular.
B:	Pico mínimo absoluto.
C:	Final del sonido.
DE:	Desviación estándar.
DPE:	Densidad de potencia espectral.
ECG:	Electrocardiograma.
ECGA:	Electrocardiograma abdominal.
ECGF:	Electrocardiograma fetal.
EDT (siglas en inglés):	Tiempo de retraso electromecánico.
EEW:	Espectro de Energía Wavelet.
EFW:	Espectro de frecuencia Wavelet.
EG:	Edad gestacional.
EP:	Energías de los picos.
EP1:	Energía correspondiente al pico 1.
EP2:	Energía correspondiente al pico 2.
EP3:	Energía correspondiente al pico 3.
EP4:	Energía correspondiente al pico 4.
EP5:	Energía correspondiente al pico 5.

FCF:	Frecuencia cardiaca fetal.
FCG:	Fonocardiograma adulto.
FCGF:	Fonocardiograma fetal.
FFT (siglas en inglés):	Transformada Rápida de Fourier.
FP:	Frecuencias de los picos.
FP1:	Frecuencia correspondiente al pico 1.
FP2:	Frecuencia correspondiente al pico 2.
FP3:	Frecuencia correspondiente al pico 3.
FP4:	Frecuencia correspondiente al pico 4.
FP5:	Frecuencia correspondiente al pico 5.
FT (siglas en inglés):	Transformada de Fourier.
G1:	Grupo 1 de edad gestacional.
G2:	Grupo 2 de edad gestacional.
G3:	Grupo 3 de edad gestacional.
ICT (siglas en inglés):	Tiempo de contracción isovolumétrico.
IRT (siglas en inglés):	Tiempo de relajación isovolumétrico.
Li:	Límite inferior.
Ls:	Límite superior.
Mc (siglas en inglés):	Cierre de la válvula mitral.
MF:	Movimientos fetales.
Mo (siglas en inglés):	Apertura de la válvula mitral.
MRF:	Movimientos respiratorios fetales.
p1:	Pico 1.
P2:	Componente pulmonar en S2.
p2:	Pico 2.
p3:	Pico 3.
p4:	Pico 4.

p5:	Pico 5.
Pc (siglas en inglés):	Cierre de la válvula pulmonar.
PEP (siglas en inglés):	Periodo de pre-eyección.
Po (siglas en inglés):	Apertura de la válvula pulmonar.
PSD (siglas en inglés):	Densidad de potencia espectral.
Rfetal:	Pico R fetal.
Rmaterno:	Pico R materno.
RP:	Intervalos Rfetal-Picos.
RP1:	Intervalo temporal del pico R al pico 1.
RP2:	Intervalo temporal del pico R al pico 2.
RP3:	Intervalo temporal del pico R al pico 3.
RP4:	Intervalo temporal del pico R al pico 4.
RP5:	Intervalo temporal del pico R al pico 5.
RTE:	Representación tiempo-energía.
RTF:	Representación tiempo-frecuencia.
RTFE:	Representación tiempo-frecuencia-energía.
S/R:	Relación señal a ruido.
S1:	Primer sonido cardiaco fetal.
S2:	Segundo sonido cardiaco fetal.
SC:	Sonido cardiaco adulto.
SCF:	Sonidos cardíacos fetales.
STI (siglas en inglés):	Intervalos temporales sistólicos fetales.
Tc (siglas en inglés):	Cierre de la válvula tricúspide.
TP:	Intervalo temporal del instante A hasta los picos de interés.
TP1:	Intervalo temporal del instante A al instante del pico 1.
TP2:	Intervalo temporal del instante A al instante del pico 2.
TP3:	Intervalo temporal del instante A al instante del pico 3.

TP4:	Intervalo temporal del instante A al instante del pico 4.
TP5:	Intervalo temporal del instante A al instante del pico 5.
TW:	Transformada Wavelet.
TWC:	Transformada Wavelet Continua.
TWD:	Transformada Wavelet Discreta.
USD:	Ultrasonido Doppler.
VET (siglas en inglés):	Tiempo de eyección ventricular.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las vibraciones acústicas producidas por la acción mecánica de la estructura cardíaca fetal han sido reconocidas como una fuente valiosa de información acerca de la condición del sistema cardiovascular por mucho tiempo (Fleming *et al.*, 1986; Nagel, 1986a, 1986b; Talbert *et al.*, 1986; Goovaerts *et al.*, 1991; Zuckerwar *et al.*, 1993; Chetlur *et al.*, 2017). Además, es bien sabido que la energía de estas vibraciones se puede recolectar pasiva y electrónicamente colocando un sensor acústico sensible sobre el abdomen materno. Esto hace posible registrar el fonocardiograma fetal (FCGF), una señal a partir de la cual se pueden detectar y analizar los sonidos cardíacos fetales (SCF), S1 y S2 (Nagel, 1986a; Talbert *et al.*, 1986; Bassil and Dripps, 1989; Holburn and Rowsell, 1989; Goovaerts and Geijn, 1991; Zuckerwar *et al.*, 1993; Várady *et al.*, 2003; Moghavvemi, 2003; Mitra *et al.*, 2007; Mitra and Choudhari, 2009a; Chourasia and Mitra, 2009; Kovács *et al.*, 2011a; Zahorian, Zuckerwar and Karnjanadecha, 2012).

En 1986, (Nagel, 1986a, 1986b) indicó que el ancho de banda del FCGF total estaba entre 0.5 y 250 Hz y, por lo tanto, que los fonocardiógrafos convencionales de banda estrecha (típicamente entre 80 y 110 Hz) estaban suprimiendo la mayor parte de la información fisiológica en la señal acústica (ver figura 1.1). Además, el autor indicó que la información transmitida en el FCGF era útil no solo para medir los intervalos cardíacos como la frecuencia cardíaca fetal (FCF), sino también para estudiar (1) el estado cardiovascular, (2) el grado de madurez cardíaca y (3) las enfermedades cardíacas y valvulares en el periodo antenatal. Por lo tanto, eso abrió una ventana de oportunidades para el estudio de la condición fetal y la vigilancia prenatal mediante el FCGF total y los SCF.

La principal desventaja de la señal registrada es que la energía de los SCF es tan baja que S1 y S2 están altamente contaminados por fuentes de origen materno y externo (p. Ej., sonidos cardíacos maternos, sonidos digestivos maternos, movimientos del micrófono y ruidos ambientales) (Zuckerwar *et al.*, 1993; Chetlur *et al.*, 2017). Como resultado, el registro se obtiene típicamente como una señal con relación señal a ruido (S/R) muy baja que debe ser cuidadosamente filtrada mediante estrategias de procesamiento de señales robustas que permitan recuperar las vibraciones asociadas a la acción mecánica de las estructuras del corazón fetal, es decir, S1 y S2

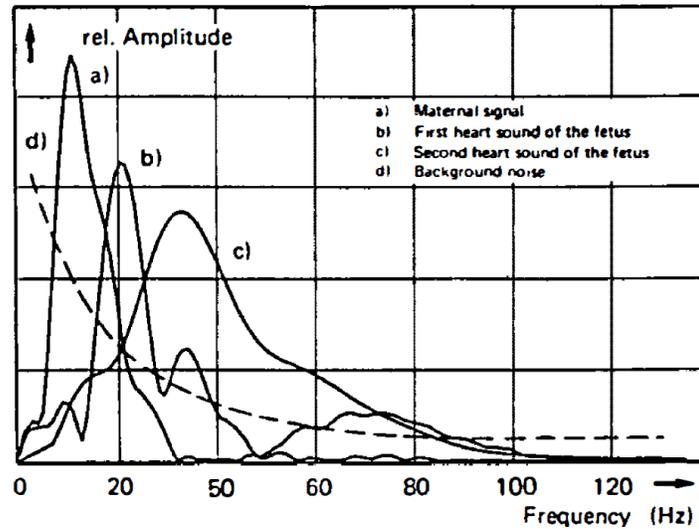


Figura 1.1. Densidad de potencia espectral de la señal acústica registrada en el abdomen materno separada en sus diferentes componentes: (a) la señal materna, (b) el primer sonido cardíaco fetal S1, (c) el segundo sonido cardíaco fetal S2 y (d) el ruido de fondo. Tomada con el permiso de (Nagel, 1986).

(Mitra and Choudhari, 2009a; Acharyya, Scott and Teal, 2009; Chourasia and Mitra, 2009; Jiménez-González and James, 2009; Kovács *et al.*, 2011a; Jiménez-González and James, 2013; Chourasia, Tiwari and Gangopadhyay, 2014).

Los trabajos de (Jiménez-González and James, 2009; Jiménez-González and James, 2013) estudiaron una metodología de Separación Ciega de Fuentes que, denominada Análisis por Componentes Independientes de un solo canal (ACI-SC), logró descomponer un conjunto de fonogramas abdominales mono-canal de banda ancha en sus fuentes constituyentes, que fueron claramente identificadas como el FCGF total, el fonocardiograma materno, la respiración materna y el ruido (Jiménez-González and James, 2013). Adicionalmente, a partir de los FCGF recuperados, como se detalla en (Jiménez-González and James, 2013), fue posible (1) observar las características de las señales y (2) estimar los trazos de la FCF latido a latido.

El análisis en (Jiménez-González and James, 2013) indicó que el ritmo dominante en los FCGF fue de 2.4 ± 0.2 Hz y que el contenido de frecuencia se centró típicamente en 30.5 ± 2.1 Hz. Además, se observó que (1) mientras S1 era evidente en todas las señales, S2 generalmente presentaba amplitudes muy bajas, (2) la morfología de S1 cambiaba menos que la morfología de S2 dentro de las señales y (3) la calidad de los trazos de FCF basados en S1 fue considerablemente mejor que la calidad de los trazos basados en S2. Estos resultados proporcionaron información interesante sobre los FCGFs extraídos ciegamente de los fonogramas abdominales en el conjunto

de datos. Sin embargo, dado que el análisis se centró en la estimación de la FCF instantánea, el estudio no implementó estrategias para la extracción y estudio de características específicas de los SCF, especialmente de S1, que fue claramente identificado en los FCGFs.

De acuerdo con la literatura, los SCF se han estudiado tradicionalmente mediante dos enfoques, el análisis de contenido en frecuencia y el análisis tiempo-frecuencia (ATF). En el primer caso, como se resumió por primera vez en 1993 (Zuckerwar *et al.*, 1993) y posteriormente en 2017 (Chetlur *et al.*, 2017), los contenidos de frecuencia no concuerdan entre los estudios (con valores centrales entre 23 y 70 Hz). Por su parte, en el segundo caso, aunque la alta resolución tiempo-frecuencia de la Transformada Wavelet (TW) ha demostrado ser útil para el análisis de señales no estacionarias (señales cuyas componentes en frecuencia cambian a lo largo del tiempo) como los SCF, la mayor parte de la atención se ha enfocado en (1) la eliminación de ruido de la señal para el cálculo de la FCF (Chourasia, Tiwari and Gangopadhyay, 2014; Chetlur *et al.*, 2017; Tomassini *et al.*, 2019) o (2) la creación de una gráfica genérica de la representación tiempo-frecuencia (RTF) a partir de la cual se ha identificado la presencia de SCF normales, soplos y otros fenómenos (Chourasia, Tiwari and Gangopadhyay, 2011; Kovács *et al.*, 2011; Kovács *et al.*, 2015). Por lo tanto, en lo que respecta a la revisión de la literatura realizada para este trabajo, el análisis de S1 no ha sido lo suficientemente detallado como para estudiar las características de sus vibraciones constitutivas (eventos asociados a la apertura y cierre de las válvulas cardiacas), desperdiciando así el potencial de la Transformada Wavelet Continua (TWC) y perdiendo la oportunidad de estudiar el comportamiento de S1 durante el periodo antenatal.

El propósito de este trabajo fue estudiar, de forma preliminar, las vibraciones constitutivas de S1 a partir de la extracción de un conjunto de características de intensidad, frecuencia e instante de aparición (tiempo). Para ello, este trabajo prestó atención a los estudios en adultos realizados por Debbal (Debbal, 2007, 2011; Debbal and Bereksi-Reguig, 2007), donde se utilizó la TWC para producir representaciones tiempo-frecuencia de S1 y S2 e identificar (mediante un criterio de energía) los eventos correspondientes al cierre mitral y tricúspide (Mc y Tc en S1, respectivamente) y al cierre aórtico y pulmonar (Ac y Pc en S2, respectivamente). Así, tomando ventaja de la alta resolución proporcionada por la TWC, este trabajo produjo representaciones tiempo-frecuencia de S1 que permitieron identificar un grupo de eventos acústicos consistentes cuyas características de intensidad (energía), tiempo y frecuencia fueron estudiadas en diferentes edades gestacionales.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GENERAL

Extraer las características tiempo, frecuencia y energía de los eventos acústicos constitutivos de S1 utilizando la TWC y estudiar su comportamiento en diferentes edades gestacionales.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar eventos acústicos de alta energía en S1 y cuantificar su instante de aparición, energía y frecuencia.
- Medir los intervalos entre el pico R fetal y los eventos acústicos de alta energía en S1.
- Estudiar el comportamiento de las características de tiempo, frecuencia y energía de S1 en una muestra de la población de fetos con un factor de riesgo de bajo a medio, en registros con diferentes edades gestacionales.

3. ANTECEDENTES

3.1. EL SISTEMA CARDIOVASCULAR FETAL

El sistema cardiovascular es el primer sistema en el feto que empieza a funcionar, éste empieza a trabajar entre las semanas cuatro y cinco de gestación en respuesta a la necesidad de sustratos para sostener el crecimiento exponencial y rápido desarrollo del feto (que necesita el desarrollo temprano de un sistema que transporta al mismo tiempo elementos nutricionales y productos metabólicos hacia y desde las células del cuerpo) (Jiménez-González, 2010). El sistema cardiovascular, por definición, está conformado por el corazón y los vasos sanguíneos. En esta sección, debido a la importancia para el soporte de la vida fetal, la placenta y el cordón umbilical también se mencionan:

- a) El corazón fetal se puede describir como un órgano compuesto de cuatro cámaras discretas (las aurículas derecha e izquierda y los ventrículos derecho e izquierdo) y dos troncos arteriales (las arterias aorta y pulmonar). Este órgano empieza a funcionar entre la cuarta y quinta semanas de gestación y completa su formación alrededor de la sexta u octava semana. Por este tiempo, algunas estructuras como las conexiones venosas, las cámaras auricular y ventricular, las raíces y los troncos arteriales intrapericárdicos se han formado completamente. Sin embargo, no es sino hasta la duodécima semana que las válvulas atrioventriculares (AV) y las válvulas arteriales se han desarrollado lo suficiente como para producir una versión miniaturizada del corazón adulto, a pesar de que aún es difícil de visualizar.

Las principales estructuras del corazón fetal como el miocardio, las válvulas cardíacas, el foramen oval y la *crista dividens*, son descritas a continuación:

1. El miocardio, es la pared muscular del corazón, se contrae para extraer sangre del corazón y luego se relaja para permitir que el corazón se rellene con el regreso de la sangre.
2. Las válvulas cardíacas, aseguran que el flujo sanguíneo vaya de las aurículas a los ventrículos y posteriormente a las grandes arterias, esto por medio de su apertura y cierre en respuesta a las diferencias de presión a ambos lados de las válvulas.

El corazón cuenta con cuatro válvulas cardíacas, dos AV y dos semilunares. Las válvulas auriculoventriculares están situadas en cada unión aurículo-ventricular y previenen el refluo hacia las aurículas cuando los ventrículos se contraen. La válvula en la unión aurículo-ventricular derecha se llama válvula tricúspide y la válvula en la unión aurículo-ventricular

izquierda se llama válvula mitral. Por otra parte, las válvulas semilunares, que protegen las bases de las grandes arterias que derivan de los ventrículos (la aorta y el tronco pulmonar), previenen el flujo de retroceso en los ventrículos izquierdo y derecho respectivamente. Estas válvulas son denominadas en función de su posición anatómica de modo que la válvula en la base de la aorta se denomina válvula aórtica, mientras que la de la base del tronco pulmonar se denomina válvula pulmonar.

3. El *foramen oval*, presente solo durante la etapa fetal, se forma por la superposición del *septum secundum* sobre el *septum primum* y constituye una conexión directa entre la aurícula derecha y la aurícula izquierda. La *cresta dividens*, que es el borde libre del septo auricular, separa la sangre oxigenada procedente de la vena cava inferior en dos corrientes, una para el atrio izquierdo y la otra para el derecho.

- b) Los vasos sanguíneos, compuestos por la aorta, la arteria pulmonar y la vena cava (ramas inferior y superior), transportan la sangre fuera del corazón fetal y de regreso a él (como se describe en la siguiente sección). Adicionalmente, y solo durante la vida fetal, el conducto arterioso conecta la arteria pulmonar principal con la aorta descendente, la cual transporta la mayor parte del flujo sanguíneo hacia el cuerpo fetal inferior y la placenta.
- c) La placenta es un órgano que lleva a cabo tres funciones importantes en el sistema cardiovascular fetal, (1) interfaz entre los sistemas fetal y materno, (2) ejecución de muchas de las funciones para el feto que los pulmones más tarde asumirán en la vida extrauterina e (3) intercambio metabólico. En otras palabras, la placenta es fundamental para el feto ya que aporta oxígeno y nutrientes mientras elimina los residuos.
- d) El cordón umbilical está compuesto por la vena y dos arterias umbilicales. La primera transporta sangre rica en oxígeno de la placenta al feto, mientras que las arterias transportan sangre desoxigenada desde el feto hasta la placenta. Además, solo durante la vida fetal, el conducto venoso conecta la vena umbilical (después de que entre en el abdomen fetal) con la vena cava inferior (justo donde la vena cava inferior conecta en la aurícula derecha).

3.2. CIRCULACIÓN FETAL

Una vez que se han descrito los principales componentes estructurales del sistema cardiovascular fetal, es posible ir más allá en la descripción de cómo contribuyen a mantener los tejidos fetales bien oxigenados para el desarrollo fetal. Es posible una buena oxigenación debido

a los mecanismos adaptativos que proporcionan una alta capacidad de transporte de oxígeno durante la vida fetal (como el aumento de la concentración de hemoglobina y la mayor afinidad con el oxígeno) (Sundström, Rosén and Rosén, 2000) y a las trayectorias que recorre la sangre en toda la circulación fetal.

La circulación sanguínea fetal se caracteriza por un flujo de sangre rápido facilitado por la baja presión sanguínea fetal en comparación de la de la madre (Sundström, Rosén and Rosén, 2000), además de que su distribución única repercute significativamente en la función cardíaca y la distribución del gasto cardíaco (Baschat and Gembruch, 2009).

Es importante destacar que los patrones circulatorios fetales difieren marcadamente de los de la vida extrauterina. Esto se debe a la presencia de pasajes intracardíacos y vasculares únicos (es decir, derivaciones) que permiten patrones de flujo sanguíneo que existen exclusivamente durante la vida fetal. Así, durante el período prenatal, es posible distinguir dos características fundamentales de la circulación fetal: (i) funciona en paralelo, lo que significa que los ventrículos izquierdo y derecho trabajan simultáneamente en lugar de consecutivamente (como en el caso adulto) y (ii) posee dos conexiones principales entre sus sitios derecho e izquierdo, que son dados por el foramen oval y el conducto arterioso (Jiménez-González, 2010).

La función paralela de los ventrículos derecho e izquierdo es fundamental para mantener perfundido el cuerpo fetal y la placenta (un circuito ricamente vascularizado y de baja resistencia que recibe el 50 % del gasto cardíaco combinado del corazón fetal). Para ello, una vez que la placenta realiza el intercambio metabólico necesario para sostener la vida fetal, la sangre altamente oxigenada es devuelta al feto a través de la vena umbilical (Sundström, Rosén and Rosén, 2000). A continuación, una parte de esa sangre rica en oxígeno pasa a través del conducto venoso directamente en la vena cava inferior, mientras que el resto pasa primero a través del hígado fetal y luego entra en la vena cava inferior también (Sundström, Rosén and Rosén, 2000; Baschat and Gembruch, 2009; Jiménez-González, 2010). El estrecho diámetro del conducto venoso es responsable de una marcada aceleración de la sangre que ingresa a la vena cava inferior (Baschat and Gembruch, 2009; Jiménez-González, 2010). Después de eso, la sangre de la vena cava inferior entra en la aurícula derecha, donde la válvula de Eustaquio (una solapa de tejido en la unión de la aurícula derecha y la vena cava inferior) direcciona la sangre desde la porción dorsal de la vena (donde fluye la sangre más altamente oxigenada) hacia el foramen oval. Ahí, la *crista dividens*

divide este flujo altamente oxigenado en dos corrientes, una que va hacia la aurícula izquierda (entre el 50 % y el 60 %) y otra hacia la aurícula derecha (Jiménez-González, 2010).

Una vez en las aurículas, derecha e izquierda respectivamente, la sangre oxigenada se mezcla con la sangre desoxigenada que retorna a través de (1) la vena cava superior proveniente del cerebro fetal, del seno coronario (Baschat and Gembruch, 2009) y del lado dorsal derecho de la vena cava inferior, y (2) el (mínimo) retorno venoso pulmonar. A continuación, esta sangre (todavía muy oxigenada) pasa a través de las válvulas AV (tricúspide y mitral, lado derecho e izquierdo respectivamente) hacia los ventrículos correspondientes, donde tras la contracción del corazón, es expulsada a través de las válvulas pulmonar y aórtica hacia las grandes arterias pulmonar y aorta respectivamente (Jiménez-González, 2010). Debido a la disposición paralela de la circulación fetal, la poscarga actúa por separado en cada ventrículo. La poscarga ventricular derecha está predominantemente determinada por la resistencia vascular en la arteria pulmonar principal, el conducto arterioso y la aorta descendente con sus ramas orgánicas, y la resistencia combinada de las circulaciones fetoplacentarias. La resistencia vascular en la aorta ascendente y la circulación braquiocefálica determinan predominantemente la poscarga ventricular izquierda. La separación relativa de las entradas ventriculares venosas también tiene como efecto que la precarga ventricular derecha comprenda principalmente las venas cava superior e inferior, mientras que la precarga ventricular izquierda comprende las venas pulmonares y la vena hepática izquierda y el conducto venoso (Baschat and Gembruch, 2009).

De esta manera, la salida del ventrículo derecho fluye directamente a la arteria pulmonar principal y al conducto arterioso, con una pequeña porción que va al lecho vasoconstrictor en los pulmones del feto y el resto a la aorta respectivamente. Así, la aorta descendente, la parte inferior del cuerpo (la circulación sistémica) y las circulaciones placentarias son perfundidas por el ventrículo derecho. Por otro lado, la salida del ventrículo izquierdo está dirigida hacia las circulaciones coronarias y cerebral, con una pequeña porción que cruza el istmo aórtico para perfundir el cuerpo inferior. Finalmente, la sangre de la circulación sistémica vuelve a través de las arterias ilíacas y de las arterias umbilicales hasta la placenta, donde el ciclo comienza de nuevo.

3.3. CICLO CARDÍACO Y LOS EVENTOS VALVULARES

El corazón soporta una secuencia ordenada y repetitiva de contracción cardíaca y acción valvular, que es responsable de la entrega anterógrada de sangre. Estos eventos se resumen en el

ciclo cardíaco (Baschat and Gembruch, 2009), que es la secuencia de eventos eléctricos, mecánicos, sonoros y de presión, relacionados con el flujo de sangre a través de las cavidades cardíacas (aurículas y ventrículos), la contracción y relajación de cada una de ellas, el cierre y apertura de las válvulas y la producción de ruidos asociados a ellas (Reinhold and Rudhe, 1957; Laniado *et al.*, 1973; Felner, 1990). El nivel de la función cardíaca determina la eficiencia con la que se puede proporcionar un flujo sanguíneo adecuado al cuerpo en condiciones tanto fisiológicas como patológicas (Baschat and Gembruch, 2009). De esta manera, conocer la fisiología del ciclo cardíaco es de utilidad en la aplicación e interpretación de la información acústica obtenida a partir de la actividad mecánica del corazón fetal. Los eventos principales que constituyen el ciclo cardíaco son la sístole ventricular, cuando las válvulas aórtica y pulmonar están abiertas y la sangre es expulsada a la circulación, y la diástole ventricular, cuando las válvulas AV están abiertas y los ventrículos reciben sangre. Además, se han identificado fases discretas del ciclo cardíaco que subdividen aún más los dos eventos principales (Reinhold and Rudhe, 1957; Laniado *et al.*, 1973; Felner, 1990). La evaluación de la función cardíaca fetal requiere conocimiento sobre las características de estas fases y su relación con los eventos de flujo y presión. A continuación se describen los eventos principales y subfases que conforman el ciclo cardíaco:

- a) **Sístole ventricular:** Cuando los impulsos eléctricos atraviesan el anillo fibroso y llegan al sistema de conducción ventricular, se inicia la contracción ventricular miocárdica. La elevación de las presiones ventriculares por encima de las presiones auriculares da como resultado el cierre de las válvulas tricúspide y mitral (Baschat and Gembruch, 2009). Tras el cierre de las válvulas AV, inicialmente hay (1) un periodo en donde las presiones intraventriculares aumentan abruptamente (contracción isovolumétrica) (Felner, 1990; Baschat and Gembruch, 2009). Durante esta contracción isovolumétrica puede haber abultamiento de las válvulas AV, teniendo como resultado un incremento temporal de las presiones auriculares transmitidas a la forma de onda de la presión venosa. Una vez que las presiones intraventriculares superan las de las grandes arterias, las válvulas pulmonar y aórticas se abren iniciando así la fase (2) de eyección rápida de la sístole ventricular (Felner, 1990; Baschat and Gembruch, 2009) y sangre del ventrículo izquierdo es expulsada hacia el interior de la aorta ascendente y la sangre del ventrículo derecho es expulsada hacia el interior de la arteria pulmonar principal, produciendo un aumento de las presiones en ambas arterias (Felner, 1990; Baschat and Gembruch, 2009). El acortamiento ventricular rápido resulta en

un descenso del anillo AV que hace que las presiones auriculares caigan por debajo de las presiones venosas y el llenado auricular comienza en ese momento. Después de la rápida eyección inicia la fase (3) de reducción de la eyección (Felner, 1990), donde la velocidad de salida del ventrículo disminuye y las presiones ventriculares y aórtica comienzan a disminuir. En este punto las fibras musculares se han acortado, son repolarizadas, y ya no pueden contraerse con fuerza. Esto hace que disminuya la tensión activa ventricular y disminuya la velocidad de eyección y el vaciado ventricular. Cuando la eyección ventricular cae a cero, las presiones intraventriculares caen por debajo de las presiones diastólicas en los vasos principales, teniendo como resultado el cierre de las válvulas aórtica y pulmonar (final de la sístole ventricular e inicio de la diástole ventricular).

- b) Diástole ventricular:** La primera fase de la diástole ventricular es la (1) relajación isovolumétrica (Felner, 1990), un periodo en donde las presiones intraventriculares disminuyen considerablemente. Es decir, seguido del cierre de las válvulas semilunares (inicio de la relajación isovolumétrica), la continua relajación ventricular asegura la disminución de las presiones intraventriculares hasta que estas caen por debajo de la presión auricular y las válvulas AV se abren al final de la relajación isovolumétrica (Baschat and Gembruch, 2009). De este modo, después de la relajación isovolumétrica, inicia la fase del llenado ventricular diastólico. En el adulto esta fase se subdivide en una fase pasiva y una fase activa. El (2) llenado rápido ventricular (fase pasiva) inicia cuando la presión ventricular izquierda cae por debajo de la presión auricular izquierda (Felner, 1990). El llenado pasivo inicial es rápido y alcanza una meseta (diástasis). La fase subsecuente es la (3) sístole auricular (Felner, 1990), contracción de las aurículas provocada por la descarga eléctrica en el nódulo sino-auricular y periodo donde se lleva a cabo el llenado activo (Baschat and Gembruch, 2009). Después de que la contracción auricular se completa, la presión auricular comienza a caer, causando una inversión de gradiente de presión a través de las válvulas AV. Esto hace que las válvulas floten hacia arriba (posición previa) antes del cierre completo durante el comienzo de la sístole ventricular.

Una vez descritos los eventos principales y subfases que conforman el ciclo cardíaco será más fácil comprender la generación de los ruidos cardíacos y por consiguiente la de los eventos característicos asociados a ellos.

Por cada latido, el corazón emite dos ruidos cardíacos principales (Lub-dub) separados uno del otro por un silencio. El cierre de las válvulas mitral y tricúspide en el comienzo de la sístole ventricular coincide y está asociado a la primera parte (lub) del ruido auscultatorio (lub-dub) que se oye cuando se contrae el corazón. Formalmente, a este primer ruido se le conoce como primer sonido cardíaco o S1 (ver figura 3.1). Mientras que el cierre de las válvulas aórtica y pulmonar en el comienzo de la diástole ventricular coincide y está asociado a la segunda porción del lub-dub, ruido que se conoce como segundo sonido cardíaco o S2 (ver figura 3.1).

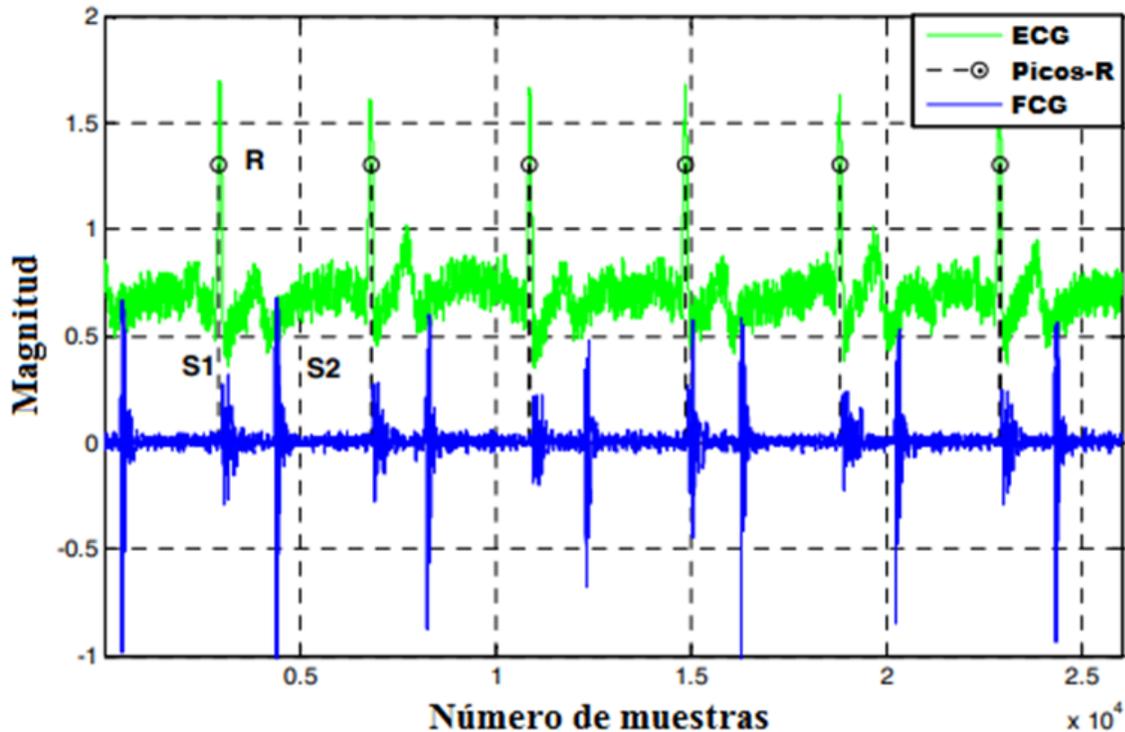


Figura 3.1. Correspondencia de los sonidos cardíacos (S1 y S2) (señal de color azul) y el ECG (señal de color verde). Tomada con el permiso de (Guermoui 2013). Copyright © 2013, IEEE.

Complementando lo anterior, algunas investigaciones (Reinhold and Rudhe, 1957; Laniado *et al.*, 1973) se han llevado a cabo para estudiar la naturaleza del primer y segundo sonidos cardíacos y para relacionar sus componentes con los eventos en el ciclo cardíaco. También se ha señalado que el contacto real de las cúspides valvulares no se cree que sea la fuente del sonido (Felner, 1990). Por lo tanto, los sonidos cardíacos probablemente representen vibraciones de las estructuras cardíacas y de la sangre dentro del corazón. Estas vibraciones son producidas durante el ciclo

cardíaco por la aceleración y desaceleración abrupta de una masa de sangre dentro de los ventrículos asociados con la tensión repentina de toda la estructura compleja que conforma las válvulas AV (músculos papilares, cuerdas tendinosas, cúspides valvulares y anillos), que estira las estructuras circundantes a sus límites elásticos. Cuanto más rápidas son estas fuerzas, más intenso será el sonido y más alta la frecuencia.

Los componentes del primer sonido cardíaco, tales como el componente inicial, el primer componente mayor, el segundo componente mayor y el componente final son descritos a continuación:

a) Componentes del primer sonido cardíaco: En estudios previos (Reinhold and Rudhe, 1957) se ha identificado la ocurrencia de cuatro componentes (sucesivos temporalmente) en el primer sonido cardíaco:

1. El componente inicial, de baja amplitud, que ocurre en la fase pre-isométrica, inmediatamente antes del comienzo de la contracción isométrica ventricular izquierda y que está compuesto principalmente por vibraciones de baja frecuencia. Es concebible que la generación de este componente inicial, que precede al primer componente mayor, sea originado por la desaceleración repentina de flujo a través de la válvula mitral (debido a la oposición del gradiente de presión ventrículo-atrial al inicio de la sístole), antes de que la válvula esté completamente cerrada (Laniado *et al.*, 1973).
2. El primer componente mayor, que es considerablemente de una amplitud más alta que el componente inicial. El comienzo del primer componente mayor ha sido correlacionado con el inicio de la contracción isométrica ventricular izquierda y el Mc. Este componente está compuesto principalmente por vibraciones de alta frecuencia.
3. El segundo componente mayor, que sigue del primer componente y se ha señalado que es sincrónico con el comienzo de la sístole isométrica ventricular derecha y el Tc. El segundo componente mayor precede a las aperturas de las válvulas aórtica y pulmonar en la mayoría de los casos. De la misma manera que el primer componente mayor, parece que está compuesto principalmente por vibraciones de alta frecuencia.
4. El componente final, que se ha encontrado en inmediatamente después de la apertura de las válvulas aórtica y pulmonar.

b) Componentes del segundo sonido cardíaco: La división del segundo sonido en el área pulmonar está bien reconocida como un fenómeno normal, y se sabe que esta división aumenta

con la inspiración y disminuye con la espiración (Reinhold and Rudhe, 1957). Se ha demostrado que el primer componente mayor se debe al Ac por su relación con la muesca dicrótica del trazado carotídeo y solo él es responsable del segundo sonido en el área aórtica y en el área del ápex. Se cree que el segundo componente mayor se debe al cierre de la válvula pulmonar (Pc). También se ha sugerido que las pequeñas vibraciones de baja frecuencia que siguen al componente mayor en el ápex se deben a la apertura de las válvulas AVs.

3.4. ÍNDICES DE LA FUNCIÓN CARDÍACA

Como se describió anteriormente, es posible una buena oxigenación debido a los mecanismos adaptativos que proporcionan una alta capacidad de transporte de oxígeno durante la vida fetal y a las trayectorias que recorre la sangre en toda la circulación fetal. Estos mecanismos adaptativos resultan de gran importancia porque la deficiencia de oxígeno o disminución del contenido de oxígeno puede afectar a la sangre arterial, a los tejidos periféricos y también a los órganos centrales de alta prioridad, esto dependiendo del tiempo en el que esta deficiencia se presente y/o se mantenga durante el embarazo (Sundström, Rosén and Rosén, 2000).

La respuesta defensiva del feto contra la deficiencia de oxígeno consiste en una captura más eficiente de oxígeno, disminución de la actividad fetal, disminución de la velocidad de crecimiento (durante una hipoxemia prolongada). Si la saturación de oxígeno bajara más (fase de hipoxia), la principal reacción es una liberación de hormonas de estrés y disminución del flujo sanguíneo periférico. Esto ocasiona una redistribución del flujo sanguíneo a fin de favorecer a los órganos centrales (el corazón, el cerebro y las suprarrenales). Si la saturación de oxígeno descendiera aún más (asfixia) puede haber riesgo de fallo en la función de los órganos centrales, por lo que el feto trata de mantener el sistema cardiovascular funcionando todo el tiempo que puede y la redistribución de la sangre se hace aún más pronunciada (Sundström, Rosén and Rosén, 2000). Tales respuestas fisiológicas o adaptaciones, dadas por variaciones en la FCF, movimientos fetales (MF), movimientos respiratorios fetales (MRF), y la distribución del flujo sanguíneo, se han convertido en un punto clave en la vigilancia antenatal tradicional para la evaluación del bienestar fetal (Jiménez-González, 2010). Por lo tanto, es de esperarse que dicho comportamiento adaptativo, al verse reflejado en la función del sistema cardiovascular, también sea observado en la actividad cardíaca fetal. De este modo, observar índices de la función cardíaca es de gran importancia para contribuir en los retos que existen dentro de la vigilancia antenatal.

En virtud de ello, se han explorado diversos indicadores de interés asociados a la condición fetal.

- a.** Índices de la función cardíaca fetal. Se ha señalado la importancia de identificar la apertura y cierre de las válvulas cardíacas eventos usados para estimar los intervalos cardíacos fetales: (1) los intervalos sistólicos (STI, por sus siglas en inglés), el cual está definido como el intervalo a partir del inicio de la onda Q, en el electrocardiograma fetal (ECGF) hasta el Ac, (2) el tiempo de retraso electromecánico (EDT, por sus siglas en inglés), definido como el intervalo a partir del inicio de la onda Q hasta Mc, (3) el tiempo de contracción isovolumétrico (ICT, por sus siglas en inglés), definido como el intervalo entre Mc y la apertura de la válvula aórtica (Ao, por sus siglas en inglés), (4) el periodo de pre-eyección (PEP, por sus siglas en inglés), definido como el intervalo a partir del inicio de la onda Q hasta Ao, (5) el tiempo de eyección ventricular (VET, por sus siglas en inglés), desde Ao hasta Ac, (6) el tiempo de relajación isovolumétrico (IRT), desde el Ac hasta la apertura de la válvula Mitral (Mo, por sus siglas en inglés) y (7) el tiempo de llenado ventricular (TLLV), desde Mo hasta Mc (Fleming *et al.*, 1986; Khandoker *et al.*, 2009; Marzbanrad *et al.*, 2013). El ICT y el PEP proporcionan una indicación de la contractilidad cardíaca, mientras que el VET refleja el volumen sistólico y la resistencia periférica (Fleming *et al.*, 1986; Khandoker *et al.*, 2009). Por otra parte, se ha indicado que parámetros adicionales del funcionamiento cardíaco la variabilidad a corto plazo y el comportamiento de alta frecuencia de la FCF, pueden ser evaluados adicionalmente para la examinación cardiotocográfica convencional debido a que han mostrado ser indicadores importantes para evaluar los soplos cardíacos fetales (los cuales son una nueva posibilidad para monitorear el bienestar fetal), la maduración del sistema nervioso autonómico fetal e información sobre la respiración fetal (Kovács *et al.*, 2011a, 2011b). Asimismo, el monitoreo electrónico de la frecuencia cardíaca y el de los intervalos entre S1 y S2 han indicado que ciertas condiciones patológicas producen variaciones notables en los patrones de los SCF (Chourasia, Tiwari and Gangopadhyay, 2014). Ver figura 3.2. En el ámbito espectral se ha encontrado que los espectros en frecuencia de S1 y S2 se pueden diferenciar y que además cambian conforme la edad gestacional (EG) se incrementa, de modo que estos índices espectrales podrían ser viables para ser usados como un indicador de la EG

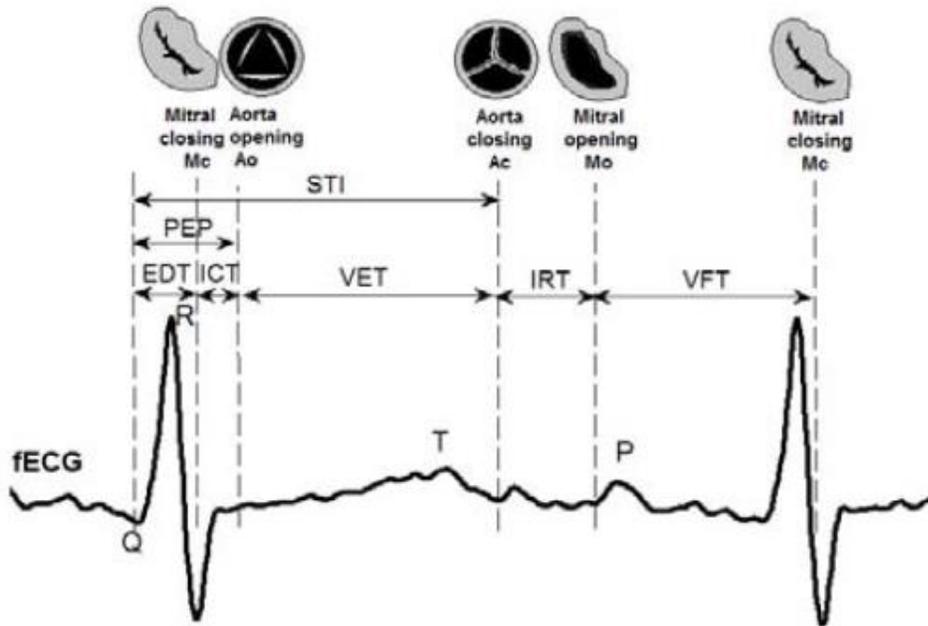


Figura 3.2. Intervalos cardíacos fetales: Intervalos sistólicos (STI, por sus siglas en inglés), EDT, ICT, PEP, tiempo de eyección ventricular (VET, por sus siglas en inglés), IRT, tiempo de llenado ventricular (VFT, por sus siglas en inglés). Tomada con el permiso de (F. Marzbanrad 2014). Copyright © 2014, IEEE.

(Nagel, 1986b). También se ha señalado la posibilidad de utilizar el espectro de los SCF para identificar a fetos con restricción del crecimiento intrauterino (Baskaran and Sivalingam, 1996). Complementario a los índices de la función cardíaca fetal, algunos parámetros que se han estudiado en adultos muestran ser potencialmente aplicados en la detección de características para el estudio del bienestar fetal (Carvalho *et al.*, 2009; Paiva *et al.*, 2009, 2012; Djebbari and Bereksi-Reguig, 2011).

- b. Índices de la función cardíaca en Adultos. Similar al caso fetal, se ha investigado la factibilidad de usar sonidos cardíacos (SC) para medir con precisión los momentos de apertura y cierre de la válvula aórtica del corazón. Estos instantes son cruciales para definir los tiempos sistólicos principales del ciclo cardíaco, por ejemplo, PEP y el VET izquierdo. La relevancia clínica de estos intervalos se deriva del hecho de que la relajación y contracción miocárdica se rige por el reproceso intracelular de iones de calcio. Por lo tanto, los tiempos de estas variables cardíacas básicas están directamente relacionadas con la salud de las células cardíacas (Carvalho *et al.*, 2009; Paiva *et al.*, 2009, 2012). Otros índices que se han medido son las duraciones de los segmentos de los SC, el porcentaje de energía temporal dentro de la

envolvente de energía al cuadrado de S1 y S2, los porcentajes de energía espectral dentro de la densidad de potencia espectral (DPE) tanto para S1 como para S2 y la distribución de energía de los SC sobre la RTF. Los segmentos de duración del sonido cardíaco tanto para S1 como para S2 a partir de un análisis temporal (envolvente de la energía al cuadrado de S1 y S2), permiten apreciar la evolución de la energía a lo largo del dominio temporal. S1 y S2 contienen dos segmentos de energía temporal de diferente morfología. Estos segmentos están relacionados a las actividades valvulares; Mc y Tc para S1, y Ac y Pc para S2 (Djebbari and Bereksi-Reguig, 2011).

3.5. ESTUDIO ACÚSTICO DE LA FUNCIÓN CARDÍACA FETAL EN FORMA NO INVASIVA

3.5.1. Ultrasonido Doppler

En la clínica, el método que se usa actualmente para observar la FCF, MF, MRF y la distribución del flujo sanguíneo es el Ultrasonido Doppler (USD). El obstetra es el encargado de usar el equipo e identificar las variaciones de dichos parámetros en el feto, que se ven reflejadas en un test tradicional (Kovács *et al.*, 2011a, 2011b) para calificar y clasificar el estado fetal como no reactivo, reactivo, de alto riesgo o de bajo riesgo (evaluación del bienestar fetal). La búsqueda e identificación temprana de tales respuestas fisiológicas en el feto, que pueden verse reflejadas en el comportamiento de la actividad cardiovascular, es de gran importancia para la aportación de conocimiento referente a las consecuencias que pudieran estar influyendo en el riesgo fetal y su identificación correcta de aquellos con bienestar fetal.

En un análisis puntual de la información acústica de origen cardíaco fetal, algunos estudios (Khandoker *et al.*, 2009; Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014; Alnuaimi, Jimaa and Khandoker, 2017) se han enfocado en la importancia de detectar los eventos valvulares para medir los STI, como: el ICT, el PEP, y el VET (Fleming *et al.*, 1986).

Khandoker y cols., reportaron que el intervalo latido a latido es de utilidad, tomando en consideración los intervalos de los eventos cardíacos para hacer una evaluación de la condición fetal. Los autores calcularon los PEP y VET ya que se ha reportado que estos periodos son marcadores sensibles del rendimiento cardíaco fetal. Explorando dichos eventos, encontraron esos tiempos por medio de USD (Khandoker *et al.*, 2009), pero con registros cortos, por lo que no sería

posible realizar monitoreo electrónico a largo plazo. Ellos, emplearon la TW (utilizando la Gaussiana compleja de orden 2 como wavelet madre) para observar las variaciones en la frecuencia instantánea a lo largo del tiempo, examinaron los intervalos que obtuvieron a partir de la envolvente de la señal generada por ATF. Su exploración de la actividad valvular la llevaron a cabo con relación al ECGF para el tiempo de pre-eyección y eyección ventricular (Khandoker *et al.*, 2009).

Recientemente Marzbanrad y cols., estimaron los intervalos STI, EDT, ICT, PEP, VET, IRT y TLLV en diferentes semanas gestacionales. El método que propusieron es un método para la estimación automática de los intervalos cardíacos fetales sonido a sonido a partir de la señal de USD y el ECGF como referencia (Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014). Los métodos propuestos están basados en una combinación de herramientas computacionales, estas son: el análisis Wavelet, Máquina de Soporte Vectorial en combinación el modelo oculto de Markov y una combinación de la descomposición de modo empírico con este último (Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014).

Aunque los resultados han sido prometedores, resulta imposible el seguimiento a largo plazo mediante estos intervalos, al menos usando USD como técnica de medición (Alnuaimi, Jimaa and Khandoker, 2017). Debido a esto, métodos no invasivos alternativos al USD se han estudiado, no solo para explorar los mismos parámetros, si no también aquellos que posibilitan la detección de características adicionales del corazón fetal (Kovács *et al.*, 2011b; Balogh, 2012; Chetlur *et al.*, 2017).

3.5.2. Fonocardiografía

En la actualidad, con el desarrollo de transductores de alta calidad, el FCGF total puede ser medido más fácilmente aprovechando su potencial diagnóstico. Sin embargo, esto requiere un entendimiento de la generación de los SCF, un análisis sobre qué información (en los procesos subyacentes) está contenida en la señal acústica y que partes de ésta pueden ser extraídas a partir de los registros del fonocardiograma fetal (Chetlur *et al.*, 2017). La discusión de este problema se puede dividir en 5 aspectos: el registro del fonocardiograma y lo que se requiere, la evaluación de los intervalos cardíacos, el diagnóstico del estado cardiovascular y de las enfermedades cardíacas, los cambios sistemáticos del fonocardiograma de acuerdo con el estado de madurez, y el monitoreo simultáneo de la condición cardiovascular materna a partir del fonograma abdominal (Nagel, 1986a; Zuckerwar *et al.*, 1993; Ortiz *et al.*, 2002; Kovács *et al.*, 2011a, 2011b; Zahorian, Zuckerwar and Karnjanadecha, 2012; Kovács, Fodor and Hosszú, 2013; Chourasia, Tiwari and

Gangopadhyay, 2014; Kovács *et al.*, 2015; Chetlur *et al.*, 2017). De este modo, inspirados en estas observaciones, algunas investigaciones se han enfocado en obtener información acústica cardíaca fetal buscando índices asociados al funcionamiento cardíaco. A continuación, estas se describen en dos grupos:

1. ***Autores que han explorado la evaluación de los intervalos cardíacos fetales tomando, en algunos casos, ciertas consideraciones para el registro del fonocardiograma.***

Algunos autores han explorado el problema de monitorear electrónicamente los intervalos cardíacos fetales con diferentes estrategias. Estos intervalos no se limitan a la FCF solamente, ya que los eventos cardíacos como la sístole y la diástole, que pueden ser identificados a partir de la información acústica cardíaca fetal, son de suma importancia.

Chourasia y cols., además de enfocarse en los parámetros diagnósticos como la línea de base, variabilidad, aceleración y desaceleración de la FCF para la evaluación del estado cardíaco fetal, también identificaron los SCF (S1 y S2) en la señal FCGF, por lo que también es posible medir los intervalos sistólicos y diastólicos (Chourasia, Tiwari and Gangopadhyay, 2014). Por su parte, Zahorian y cols., describen un modelo en el que la trayectoria de transmisión predominante de la señal del corazón fetal a un sensor de superficie es definida por la posición fetal. El parámetro de interés en este trabajo es la DPE de los SCF. Así, para un feto en la posición anterior occipital, el contenido espectral predominante se posiciona en la banda de frecuencia 16-50Hz (“impact” mode), mientras que, para un feto en la posición posterior occipital, el contenido espectral predominante se posiciona en la banda de frecuencia 80-110Hz (“acoustic” mode) De este modo, el conocimiento de la posición fetal y la selección apropiada del filtro pasa banda son de importancia para la correcta medición de los SCF (Zahorian, Zuckerwar and Karnjanadecha, 2012). Zuckerwar y cols., reportaron el desarrollo de un sensor de presión con piezopolímeros a partir del cual obtuvieron una FCF equivalente a la obtenida con USD. De acuerdo con los autores, con dicho sensor se puede obtener también información acústica relacionada con los SCF (Zuckerwar *et al.*, 1993).

En cuanto a la comparación con el ECGF, Ortiz y cols., midieron simultáneamente el tiempo latido a latido con los métodos FCGF y ECGF. A partir de los picos R (extraídos del ECGF) y de los SC (extraídos del FCGF) obtuvieron sus correspondientes cardiotocogramas encontrando así que los intervalos promedio SS y RR fueron equivalentes. Adicionalmente, a

partir de cada método (ECGF y FCGF), calcularon índices temporales y espectrales de la variabilidad de la FCF (Ortiz *et al.*, 2002).

Kovács y cols., presentaron un método heurístico complejo para la evaluación de los SCF, por lo que midieron la variabilidad de la frecuencia cardíaca y señalaron que el análisis detallado de la FCF a partir de los SCF ha mostrado que parámetros complementarios como (1) valores confiables de variabilidad a corto plazo, (2) parámetros de S1 (forma de onda, división de S1, características de frecuencia, duración y cambios durante la medición), (3) soplos cardíacos y parámetros relacionados (como volumen, duración, posición, frecuencia central y forma), (4) mediciones obtenidas a partir de relaciones entre bandas de frecuencia (bajas, medias y altas) y (5) períodos de respiración (en caso de mediciones a largo plazo) podrían ser evaluados adicionalmente a la información cardiotocográfica convencional. El método que ellos emplean es una técnica de autocorrelación completada con la TW y métodos de búsqueda. El método que ellos proponen provee una forma para evaluar los soplos cardíacos fetales, los cuales son una nueva posibilidad para monitorear el bienestar fetal (Kovács *et al.*, 2011a).

El análisis adecuado de los SCF permite la detección no invasiva de fallas cardíacas (por ejemplo, soplos cardíacos causados por desórdenes valvulares, arritmias cardíacas básicas, entre otros), para ello, se requiere de un registro fonocardiográfico adecuado que contenga la información relevante de la actividad mecánica del corazón fetal.

Várady, presentó un nuevo método de *denoising* basado en wavelets utilizando una técnica novedosa de registro que consiste en utilizar dos canales de señal a modo de proporcionar la cancelación efectiva del ruido externo. También señalan que su método puede ser usado como una etapa de pre-procesamiento en todo el campo de la fonocardiografía, incluyendo el registro de los SCF obtenidos a partir de la superficie del abdomen materno (Várady, 2001). Por otra parte, Jiménez-González y James, recobraron información obtenida del fonograma abdominal por medio de una técnica de procesamiento de señales, ACI-SC, recuperando exitosamente estimados del fonocardiograma fetal de banda ancha, FCGF, respirograma materno y ruido. Con referencia a los estimados del fonocardiograma fetal, su evaluación es valiosa para propósitos relacionados con la vigilancia antenatal. La FCF y la morfología de los SCF fueron analizadas y comparadas con valores de referencia para cuantificar la equivalencia estadística de la información fisiológica. Como resultado, reportaron que la FCF

instantánea obtenida coincide con la que se obtuvo a partir de la señal de referencia (Jiménez-González and James, 2013).

2. ***Autores que han explorado el estado cardiovascular fetal, en donde está involucrado el diagnóstico de las enfermedades cardíacas y los cambios sistemáticos del fonocardiograma de acuerdo con el estado de madurez fetal.***

Este grupo de autores han buscado parámetros en el dominio de la frecuencia utilizando técnicas de ATF como las wavelets y la transformada de Fourier. En estas investigaciones no solo se ha aplicado análisis espectral, sino que también se han observado ciertas correlaciones entre los estados cardiovasculares fetales y los cambios sistemáticos del fonocardiograma de acuerdo con la EG. Nagel menciona que el espectro de los SCF puede ser usado para detectar madurez fetal, porque en un feto a diferentes edades gestacionales ese espectro cambia, es decir, la distribución del espectro en potencia es determinada por los cambios en las válvulas, el músculo y el volumen de sangre intracardíaca del corazón fetal conforme el estado de madurez fetal evoluciona (Nagel, 1986b). En (Chetlur *et al.*, 2017) se confirma lo señalado por Nagel, durante su examinación exhaustiva sobre la fonocardiografía fetal, resumen los contenidos en frecuencia de los SCF (en distintas EGs) que se han obtenido hasta la fecha, encontrando cambios de acuerdo a la EG.

Por su parte, en (Kovács *et al.*, 2011b) citan algunos trabajos en donde describen la importancia de la fonocardiografía fetal, mencionando la ventaja de obtener los parámetros fetales básicos (aceleración, frecuencia cardíaca y variabilidad de la frecuencia cardíaca) a partir del cardiotacograma obtenido mediante el FCGF. Sumado a esto, en (Kovács, Fodor and Hosszú, 2013) también consideran la importancia de incluir características adicionales, por ejemplo, la detección y estado de los soplos cardíacos fetales (basados en un análisis detallado del SCF), los cuales se relacionan con defectos cardíacos congénitos que conllevan características adicionales en el tercer trimestre. Por lo que, en (Kovács *et al.*, 2015), se proponen nueve parámetros del soplo cardíaco fetal (aún sin caracterizar) que podrían determinar la relación de estos con los diferentes defectos cardíacos, para indicar posibles dificultades posnatales. Estos son: (1) Aparición en la región sistólica o diastólica, (2) porcentaje de volumen, amplitud nominal al nivel máximo de S1 (%), (3) frecuencia dominante (Hz), (4) ancho de banda del segmento (correctamente detectable) de la señal (Hz), (5) el tiempo de inicio medido desde el pico S1 o S2 (ms), (6) duración, longitud de la señal

(ms) (7) la forma de la señal característica, como holo-, creciente, triángulo, etc., (8) división de S1, retraso de tiempo del sonido de la válvula tricúspide al sonido de la válvula mitral (ms) y (9) división de S2, retardo de tiempo del sonido de la válvula pulmonar al sonido de la válvula aórtica.

Lim y cols., analizaron la física de las vibraciones valvulares considerando los cambios en las vibraciones de las válvulas aórtica y mitral como una función de las propiedades mecánicas del tejido cardíaco, la presión sobre la válvula y la geometría valvular. También indicaron que los espectros o las frecuencias de resonancia de las válvulas aórtica y mitral son diferentes, siendo menor la frecuencia de resonancia de la mitral que de la aórtica (Lim, Liew and Choo-Hiap Oh, 1980). Baskaran y cols., reportaron que el análisis de la frecuencia de los SCF les permite diferenciar dos grupos, fetos que tienen restricción del crecimiento intrauterino contra fetos sanos (Baskaran and Sivalingam, 1996).

Mittra y Choudhari, investigaron el análisis de los SCF usando la distribución tiempo-frecuencia (T-F) generada por la Transformada de Fourier de Tiempo Corto (TFTC) realizando una comparación visual de SCF normales y anormales por medio del espectrograma. Consideraron la viabilidad de usar el espectrograma del FCGF para identificar diferencias entre señales normales y patológicas, donde el espectrograma presentó notables diferencias morfológicas en términos de duración y composición espectral de los sonidos (Mittra and Choudhari, 2009c). En cuanto a Chourasia y cols., se enfocaron en emplear un análisis de los SCF utilizando herramientas como la TW para el ATF. A pesar de que utilizaron el ATF en SCF normales y patológicos (para los cuales identificaron diferencias morfológicas en términos de duración y composición espectral por medio de la TWC basada en el escalograma), no reportaron datos específicos asociados a una descripción cuantitativa a partir de indicadores que permitan estudiar a esos SCF (Chourasia, Tiwari and Gangopadhyay, 2011).

Considerando las investigaciones mencionadas es posible defender que no solo la frecuencia cardíaca es de importancia, como es de observarse, otros autores ya han encontrado y reportado que el espectro de los SCF está asociado a la EG, también hay otros parámetros temporales asociados a la condición fetal y todos estos pueden ser estudiados a partir de un método fonocardiográfico.

Con distinción a los autores antes mencionados, en el presente trabajo se piensa contribuir en la extracción de características adicionales (de manera cuantitativa y a partir de S1) que no se han analizado con profundidad, utilizando un fonocardiograma con un ancho de banda amplio. Esto en apoyo a la búsqueda y adquisición temprana de las respuestas fisiológicas en el feto a través del comportamiento de la actividad cardiovascular y en contribución a la aportación de conocimiento referente a las consecuencias que pudieran estar influyendo en el riesgo fetal y su identificación correcta de aquellos con bienestar fetal.

A continuación se mencionan estudios que han utilizado herramientas para analizar la información acústica cardíaca a partir del fonocardiograma en adultos y que podrían utilizarse en el caso fetal.

3.6. ANÁLISIS DE INFORMACIÓN ACÚSTICA CARDÍACA A PARTIR DEL FONOCARDIOGRAMA EN ADULTOS

Muchas de las características de la señal fonocardiográfica tal como: la posición de los SCs (S1 y S2), separación entre componentes de cada sonido, su contenido en frecuencia y sus intervalos de tiempo pueden ser obtenidas por medio de técnicas de procesamiento digital. Por ejemplo, la Transformada Rápida de Fourier (Olarde Pedraza, 2007) puede proporcionar información útil sobre el contenido en frecuencia de los SCs. Sin embargo, este análisis queda limitado si la suposición estacionaria de la señal fonocardiográfica es infringida. Debido a que los SCs presentan cambios marcados en tiempo y frecuencia, la señal fonocardiográfica es clasificada como una señal no estacionaria (Quiceno Manrique, 2009). Por tal motivo el ATF es fundamental para el estudio de este tipo de señales. En consecuencia, distintos autores han aprovechado las ventajas que trae consigo el ATF (Debbal and Bereksi-Reguig, 2006; Ergen, Tatar and Gulcur, 2012; Guermoui, Mekhalfi and Ferroudji, 2013). Existen distintas técnicas para obtener RTFs que han sido usadas como herramientas para analizar los SCs (Olarde Pedraza, 2007; Debbal, 2011). Una de ellas es la TFTC, la cual analiza una pequeña sección de la señal a un tiempo (ventaneo). La TFTC suministra información de su contenido en frecuencia cuando éste ocurre mediante el mapeo de una señal de una dimensión (1D) a una función, 2D, de tiempo y frecuencia (Olarde Pedraza, 2007; Debbal, 2011).

Otra técnica para el ATF de los SCs es la TW, la cual no solo se ha utilizado para el análisis y extracción de características (Guermoui, Mekhalfi and Ferroudji, 2013) a partir del

fonocardiograma (FCG), sino también para mejorar la calidad de la señal fonocardiográfica, utilizándola como filtro pasa banda (*denoising*) (Olarte Pedraza, 2007).

Algunos autores han usado la TW en el análisis de las señales fonocardiográficas obtenidas a partir de los SCs de adultos, ya sea de sujetos sanos o patológicos, en el dominio tanto temporal como espectral, debido a que la técnica ha mostrado tener muy buena resolución temporal para componentes de alta frecuencia y muy buena resolución espectral para componentes de baja frecuencia (Debbal and Bereksi-Reguig, 2006; Olarte Pedraza, 2007; Debbal, 2011; Ergen, Tatar and Gulcur, 2012; Guermoui, Mekhalfi and Ferroudji, 2013). Por ejemplo, Ergen y cols., examinaron ocho wavelets de las más conocidas, en señales típicas fonocardiográficas, indicando anomalías cardíacas, a fin de determinar la mejor wavelet para obtener una confiable RTF. Para este propósito, las estimaciones de la energía de la wavelet y el espectro en potencia basadas en la TWC y los espectros de la wavelet elegidas fueron comparados con la distribución de energía y el espectro autorregresivo a fin de determinar la wavelet más adecuada. Sus resultados mostraron que la wavelet Morlet es la más adecuada para el ATF de las señales fonocardiográficas para la extracción de mejores características de los soplos y SCs (S1 y S2) (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012).

Djebbari y Bereksi-Reguig estudiaron un modelo chirplet del componente valvular del sonido cardíaco para generar un patrón de la wavelet madre adaptativo, el cual fue usado dentro de la TWC, y fue comparado con las wavelet Morlet y la Meyer discreta a fin de evaluar la wavelet madre más adecuada para representar los SCs en el dominio T-F (Djebbari and Bereksi-Reguig, 2011).

Las condiciones patológicas del sistema cardiovascular generalmente causan soplos e irregularidades en los SCs antes de que se vean reflejados en otros síntomas, por lo tanto, detectar los componentes de los SCs es de gran importancia en su análisis. Debbal y Bereksi, estudiaron por medio de la TWC SCs (S1 y S2) normales y patológicos de adultos encontrando el tiempo de retardo entre los componentes M1 y T1 debido al cierre de la válvula mitral y tricúspide en S1, y el tiempo de retardo entre A2 y P2 debido al cierre de la válvula aórtica y pulmonar de S2. Reportaron que, en adultos, estos tiempos de retardo pueden ser medidos fácilmente con el uso de los coeficientes wavelets (Debbal and Bereksi-Reguig, 2006). Sumado a esto Paiva y cols., investigaron, mediante la aplicación del operador de la energía de Shannon en los coeficientes de

detalle de la transformada rápida wavelet, la factibilidad de usar SC para medir con precisión los momentos de apertura y cierre de la válvula aórtica del corazón (Paiva *et al.*, 2012).

Tomando en consideración lo anterior, resulta prometedora la posibilidad de aplicar la TWC en el análisis de los SCF para identificar eventos acústicos en S1 (cuyas características puedan ser estudiadas) en fetos con diferentes edades gestacionales.

4. HIPÓTESIS

Dada la alta resolución tiempo-frecuencia proporcionada por la TWC, se puede generar una representación de S1 donde es posible identificar eventos acústicos cuyas características de intensidad, tiempo y frecuencia pueden ser cuantificadas.

5. MARCO TEÓRICO

5.1. ANÁLISIS DE FOURIER

En el siglo XIX (en el año 1822), el conocido matemático francés Joseph Fourier, describió que cualquier función periódica podía ser expresada como una suma infinita de funciones exponenciales periódicas complejas. Esta propiedad de las funciones periódicas fue generalizada a funciones no periódicas y posteriormente a funciones discretas. Después de esta generalización, la Transformada de Fourier (FT, por sus siglas en inglés) se convirtió en una herramienta adecuada para cálculos computacionales. Fue en 1965, que se desarrolló un nuevo algoritmo, llamado Transformada Rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés), popularizando aún más la FT. El proceso de convertir una señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia es alcanzado a través de la FT. La FT es usada frecuentemente incluso en la actualidad, principalmente en la forma de la FFT para procesos computacionales, y puede ser descrita matemáticamente utilizando la ecuación 5.1:

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-j2\pi ft} dt. \quad (5.1)$$

Como puede observarse, la señal en el dominio temporal $s(t)$ es multiplicada por una exponencial compleja con frecuencia f y después se integra para todo el tiempo. El resultado de este cálculo son los coeficientes de Fourier $S(f)$, cuyo valor es notable cuando la señal contiene un componente en frecuencia cercano o igual a f . Tales coeficientes corresponden a las amplitudes de las frecuencias contenidas en la señal $s(t)$. No obstante, el uso de la FT tiene una desventaja importante cuando se aplica a señales de naturaleza no estacionarias, ya que no proporciona información suficiente respecto a estas componentes. Es decir, la FT solo determina los componentes en frecuencia de una señal, pero no el instante de tiempo en el que se generan estas componentes; lo que significa que aquellas señales de naturaleza no estacionaria y multicomponentes, como los sonidos cardíacos, no pueden ser analizadas apropiadamente utilizando esta herramienta (Jiménez González, 2002).

5.2. TRANSFORMADA DE FOURIER DE TIEMPO CORTO

Como puede notarse, en la ecuación 5.1, el principal problema de la FT es que la señal se integra sobre todo el dominio temporal, de manera que el instante temporal de aparición de un componente con frecuencia f no es detectado, de este modo, la FT proporciona una representación exacta de las componentes presentes en la señal, pero no del instante en que se generan o desaparecen.

Denis Gabor, en 1946, vio la importancia de exhibir las características de una señal en el dominio T-F. Para ello desarrollo una técnica que involucra el ventaneo de una señal a fin de mapear la información en un espacio de dos dimensiones, tiempo y frecuencia. Esta técnica se conoce como TFTC o espectrograma, y puede ser descrita utilizando la ecuación 5.2 (Obaidat, 1993):

$$TFTC_s^{(w)}(t', s) = \int_t [s(t)w^*(t - t')]e^{-j2\pi ft} dt. \quad (5.2)$$

La técnica de ventaneo involucra un corrimiento (representado por el parámetro de corrimiento t' en la ecuación 5.2) del complejo conjugado de la función ventana $w(t)$ a lo largo de la señal $s(t)$, y la multiplicación de dos funciones: $s(t)$ y $w^*(t)$ a diferentes instantes de tiempo. El deslizamiento de la ventana proporciona la dimensión en el tiempo y permite el ATF. La parte exponencial, por otra parte, convierte el resultado de cada multiplicación al dominio de la frecuencia como sucede en la FT ordinaria.

Como puede verse, la señal bajo estudio es subdividida en un número de segmentos cortos que se asumen estacionarios. Para reducir el efecto de tener datos finitos, cada segmento es multiplicado por una ventana apropiada y luego se le aplica el algoritmo de la FFT. Mientras el segmento no contenga cambios rápidos, la RTF (o espectrograma en el caso de la TFTC) proporcionará una representación adecuada de los cambios en los componentes espectrales de la señal a lo largo del tiempo. Sin embargo, para aquellas señales cuyo contenido espectral cambia rápidamente, la selección de una ventana de tiempo-corto presenta inconvenientes, ya que no existe intervalo alguno en que la señal sea estacionaria; esto hace necesario mantener la longitud de la ventana tan corta como sea posible, pero a costa de la resolución en frecuencia en el plano T-F. De

este modo, como puede observarse, existe un compromiso estrecho entre las resoluciones en tiempo y frecuencia (Obaidat, 1993).

5.3. MÉTODO DE ESTIMACIÓN ESPECTRAL PARAMÉTRICO

Los modelos paramétricos de las señales son técnicas alternativas a la FT para el análisis espectral de estas series temporales. Cuando las señales son cortas o ruidosas, los métodos paramétricos pueden proveer mejor resolución que los métodos no-paramétricos para estimar la DPE. Además, no necesitan de un ventaneo previo.

Uno de los principales problemas que presentan los métodos de estimación no paramétricos basados en la FT es la utilización de una nueva ventana temporal en el periodograma o de retardos en el método de correlograma. Este ventaneo implica asumir que el resto de los valores no observados fuera de la ventana son nulos, cosa que no es cierta en realidad. Por consiguiente, aplicar dicha ventana supone un error en la estimación. Los estimadores no paramétricos, basados en la FT, estiman sólo los valores más significativos siendo una descripción no paramétrica de las estadísticas de segundo orden en un proceso estocástico. Así pues, si el proceso contiene componentes espectrales importantes para valores fuera de los estimados, la DPE resultará claramente sesgada.

Los métodos paramétricos pretenden encontrar modelos matemáticos de las series temporales, determinados por ciertos parámetros que describan el proceso estocástico. Por consiguiente, el problema de estimación de la DPE se convierte en un problema de estimación de unos parámetros. Estas técnicas utilizan información conocida del sistema para la determinación del modelo.

Uno de los aspectos más relevantes es que el modelo infiere los datos fuera del segmento o intervalo de observación, en vez de suponerlas cero o con una cierta periodicidad como ocurre en los métodos no paramétricos. Por tanto, la ventana rectangular no es implícita y no es necesario utilizar ventanas temporales que suavicen la DPE. En consecuencia, estos estimadores obtienen mayor resolución que con los métodos no paramétricos. Sin embargo, es crítico que el modelo escogido sea una representación precisa del proceso estocástico, al menos referente a la DPE. Si el modelo no es preciso, produce errores de sesgo sistemáticos en el estimador espectral que están siempre presentes, incluso con segmentos de señal con muchas muestras (Gomis, 2009).

5.3.1. Modelo Autorregresivo

La estimación espectral mediante modelos autorregresivos (AR) es el método paramétrico más utilizado debido básicamente a dos razones:

1. Es posible encontrar estimaciones precisas de los parámetros AR resolviendo el sistema de ecuaciones lineales 5.3:

$$\begin{bmatrix} r_{xx}(0) & r_{xx}(-1) & \dots & r_{xx}(-p) \\ r_{xx}(1) & r_{xx}(0) & \dots & r_{xx}(-(p-1)) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ r_{xx}(p) & r_{xx}(p-1) & \dots & r_{xx}(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a(1) \\ \vdots \\ a(p) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho_w \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (5.3)$$

Sin embargo, los modelos de media móvil o autorregresivos de media móvil requieren la resolución de un sistema de ecuaciones no lineales de orden bastante alto, incrementando considerablemente la complejidad computacional.

2. La estimación de la DPE mediante el uso de modelos AR permite obtener picos espectrales abruptos, característica frecuentemente asociada con las estimaciones espectrales de alta resolución. Esta característica es debida a la implícita extensión de la función de autocorrelación (ecuación 5.4) mediante los parámetros obtenidos en las de Yule-Walker (ecuación 5.3) a partir de los valores $r_{xx}(0), \dots, r_{xx}(p)$:

$$r_{xx}(k) = - \sum_{l=1}^p a(l)r_{xx}(K-l), \quad \text{para } k > p. \quad (5.4)$$

El modelado AR está relacionado con la teoría de predicción lineal. La estimación de la muestra $x(n)$ mediante predicción lineal hacia adelante se realiza a partir de la combinación lineal de las p muestras anteriores del proceso con parámetros $a^f(k)$. Análogamente, se puede considerar una predicción lineal hacia atrás, es decir, $x(n)$ estimada en base a las p muestras posteriores del proceso y los parámetros $a^b(k)$. En ambos casos se obtiene un error de predicción del modelo respecto a la señal real $x(n)$ hacia adelante, $e_p^f(n)$, y hacia atrás, $e_p^b(n)$, para un modelo AR (p). Existen

diferentes métodos para estimar los parámetros AR, que se agrupa en dos grupos (Marple, 1987; Mañanas, 1999; Gomis, 2009):

- a. Métodos de estimación de predicción lineal de mínimos cuadrados.
- b. Métodos de estimación de coeficientes de reflexión.

5.3.1.1. Método de Burg

Este método estima los coeficientes de reflexión y luego utiliza la recursión de Levinson para calcular los parámetros AR. La solución recursiva de Levinson de las ecuaciones de Yule-Walker (ecuación 5.3) relaciona los parámetros AR de orden p , $a_p(n)$, con los de orden $p-1$, $a_{p-1}(n)$, de acuerdo con la ecuación 5.5 (Bayas, 1984; Marple, 1987; Mañanas, 1999):

$$a_p(n) = a_{p-1}(n) + k_p a_{p-1}^*(p-n), \quad 1 \leq n \leq p-1, \quad (5.5)$$

donde k_p son los coeficientes de reflexión que se calculan a partir de la función de autocorrelación para retardos de 0 a $p-1$ de la ecuación 5.6:

$$k_p = a_p(p) = \frac{-\sum_{n=0}^{p-1} a_{p-1}(n) r_{xx}(p-n)}{\rho_{p-1}}, \quad (5.6)$$

siendo ρ_p como en la ecuación 5.7,

$$\rho_p = \rho_{p-1} (1 - |k_p|^2). \quad (5.7)$$

Los coeficientes k_p se calculan a partir de la media armónica de las correlaciones de los errores de predicción hacia adelante y hacia atrás. De esta forma, se minimiza la variancia del error en la predicción de la muestra definida como la media aritmética (ecuación 5.8):

$$\rho_p^{fb} = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{N} \sum_{n=p+1}^N |e_p^f(n)|^2 + \frac{1}{N} \sum_{n=p+1}^N |e_p^b(n)|^2 \right]. \quad (5.8)$$

Burg propone estimar k_k minimizando el promedio de las estimaciones de la predicción del error hacia adelante y hacia atrás. El algoritmo recursivo que se utiliza para la estimación de los coeficientes de reflexión para $k=1, 2, \dots, p$ está determinado por las ecuaciones 5.9 a 5.15:

$$\hat{k}_k = \frac{-2 \sum_{n=k+1}^N \hat{e}_{k-1}^f(n) \cdot \hat{e}_{k-1}^{b*}(n-1)}{\sum_{n=k+1}^N (|\hat{e}_{k-1}^f(n)|^2 + |\hat{e}_{k-1}^b(n-1)|^2)}. \quad (5.9)$$

$$\hat{\rho}_k = \hat{\rho}_{k-1} (1 - |\hat{k}_k|^2). \quad (5.10)$$

$$\hat{e}_k^f(n) = \hat{e}_{k-1}^f(n) + \hat{k}_k \cdot \hat{e}_{k-1}^b(n-1), \quad n = k+2, k+3, \dots, N \quad (5.11)$$

$$\hat{e}_k^b(n) = \hat{e}_{k-1}^b(n-1) + \hat{k}_k^* \cdot \hat{e}_{k-1}^f(n), \quad n = k+1, k+2, \dots, N-1 \quad (5.12)$$

inicializándose con los siguientes valores:

$$\hat{\rho}_0 = \hat{r}_{xx}(0) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x(n)|^2. \quad (5.13)$$

$$\hat{e}_0^f(n) = x(n), \quad n = 2, 3, \dots, N \quad (5.14)$$

$$\hat{e}_0^b(n) = x(n), \quad n = 1, 2, \dots, N-1 \quad (5.15)$$

5.4. TEORÍA WAVELET

La Teoría Wavelet ha evolucionado a través de años de investigación, pero aún es un concepto relativamente nuevo cuya investigación formal comenzó en la década de los ochenta y cuyos fundamentos pueden ser mejor comprendidos si antes se revisan algunas características de las técnicas de procesamiento de señales que la precedieron.

5.4.1. La Transformada Wavelet

La TW fue desarrollada con el objetivo específico de superar los problemas que hacen imposible el análisis simultáneo de una señal en el dominio del tiempo y de la frecuencia; y aunque

el uso del término “wavelet” se remonta al año de 1909, en el trabajo de tesis desarrollado por Haar, no fue sino hasta décadas recientes que se incrementó en forma considerable la investigación acerca de sus posibles aplicaciones.

La principal diferencia entre TFTC y la TW es que la TW utiliza una ventana de tamaño variable (llamada wavelet) para analizar la señal, lo que ayuda considerablemente en la reducción de los problemas de resolución. Una wavelet es esencialmente una onda de duración limitada que tiene un valor medio igual a cero.

La ventaja principal de la TW es la posibilidad de estrechar o ensanchar la wavelet para obtener así diferentes características de la señal bajo análisis. Por ejemplo, una wavelet angosta en el dominio del tiempo se reflejará en una ventana ancha en el dominio de la frecuencia que permitirá la extracción de los componentes de baja frecuencia (pocos detalles), mientras que una wavelet ancha en el dominio del tiempo se reflejará en una ventana angosta en el dominio de la frecuencia permitiendo así la extracción de los componentes de alta frecuencia (muchos detalles), lo que impacta directamente en la resolución del análisis tanto en el tiempo como en la frecuencia. La figura 5.1 muestra la comparación entre la ventana constante utilizada en la TFTC y la ventana variable utilizada en la TW (Jiménez González, 2002).

La expresión que describe a la TWC puede verse en la ecuación 5.16:

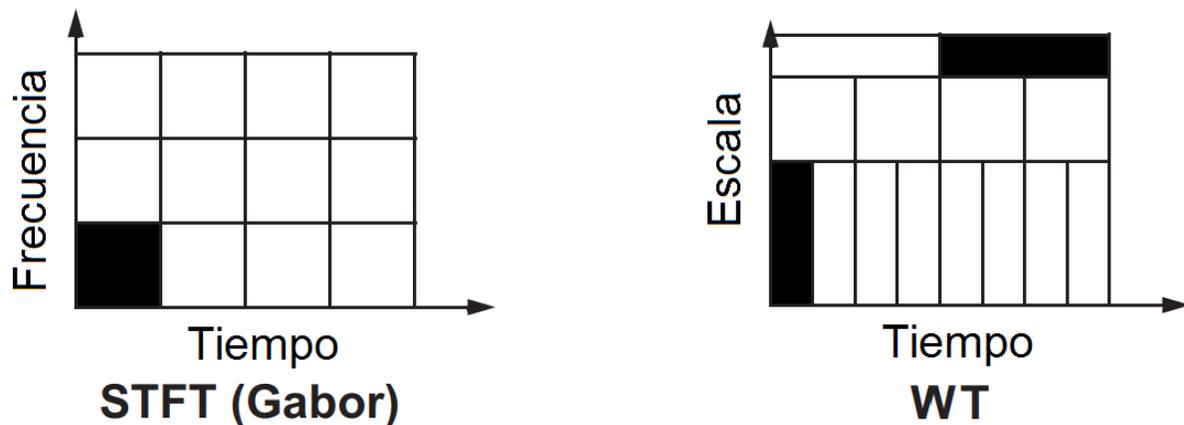


Figura 5.1. Ventanas de análisis utilizadas en la TFTC (STFT, por sus siglas en inglés) y la TW (WT, por sus siglas en inglés). Las áreas marcadas muestran la relación T-F (tiempo-escala) en las ventanas de análisis utilizadas (Jiménez González, 2002).

$$TWC_s^\psi(\tau, s) = \Psi_s^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int s(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt. \quad (5.16)$$

La letra “ a ” representa la “escala” de la wavelet, que puede ser pensada como inversa a la frecuencia. La wavelet (ψ) es comprimida si la escala es baja y ensanchada si la escala es alta, y significa que la representación de la TW de una señal $s(t)$ representa una relación escala-tiempo en lugar de una relación frecuencia-tiempo. De esta forma, el proceso de la aplicación de la TWC es muy parecido al de la TFTC, excepto por el hecho de que la wavelet recorre la señal varias veces (como lo indica el parámetro de corrimiento τ) utilizando en cada ocasión una escala diferente en la wavelet.

La TWC es extremadamente conveniente para desplegar información de la señal con gran detalle, pero debido a limitaciones computacionales, la Transformada Wavelet Discreta (TWD) se usa con mayor frecuencia. La TWD calcula los coeficientes wavelet utilizando intervalos discretos de escala y tiempo, mientras que la TWC recorre la wavelet y cambia la escala de manera continua para calcular los coeficientes de la TW. La TWD se usa para hacer el proceso de extracción de coeficientes wavelet en forma eficiente sin pérdida significativa de la información, para ello cambia los valores de la escala y el corrimiento utilizando potencias de 2, lo que genera la mínima pérdida en el análisis y garantiza que la señal sea perfectamente reconstruida (sin distorsión de fase). Esta transformación utiliza potencias de 2 para el cálculo de la TWD.

La función wavelet de análisis (ψ) debe de satisfacer cierto número de propiedades. Las más importantes son continuidad, integrabilidad, integrabilidad cuadrada, progresividad y ausencia de componentes de corriente directa. Más aún, la wavelet (ψ) debe estar concentrada tanto en tiempo como en frecuencia tanto como sea posible, y como es bien conocido que el producto tiempo-ancho de banda más pequeño es generado por la función Gaussiana, esto significa que la wavelet más apropiada es aquella que está modulada por la función Gaussiana como se muestra en la ecuación 5.17 (Jiménez González, 2002):

$$h(t) = e^{-\frac{t^2}{2} + jw_0 t}, \quad (5.17)$$

donde $w_0 = 5.33$.

Es importante señalar que la TW puede ser interpretada como un proceso de filtrado de la señal $s(t)$ con un filtro pasa-banda variable cuya respuesta impulso, $h(t)$, está dada por la ecuación 5.18:

$$h(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t}{a}\right). \quad (5.18)$$

5.5. ANÁLISIS ENERGÉTICO DE LA TRANSFORMADA WAVELET

La TWC, la cual fue primero introducida como una versión tiempo-escala, es una representación lineal, y una versión discreta de la TWC puede ser expresada en la versión T-F como en la ecuación 5.19:

$$TWC(n, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \sum_{i=n-\frac{M}{2}}^{n+\frac{M}{2}} x(i) \psi\left(\frac{i-n}{s}\right), \quad (5.19)$$

donde ψ denota la función de la wavelet madre, x es la señal para transformar, n y s son los parámetros de dilatación y traslación, respectivamente. M es la duración de la wavelet en $s=1$. El factor $\frac{1}{\sqrt{|s|}}$ es introducido para garantizar la preservación de la energía. El parámetro de escala es proporcional al recíproco de la frecuencia y el parámetro de traslación representa el tiempo.

Debido a que la TWC es calculada en términos de escala en lugar frecuencia, las gráficas de la TWC de una señal son representadas como tiempo contra escala. La escala de la wavelet puede ser conceptualmente considerada como la inversa de la frecuencia. La pseudo-frecuencia local en Hz es identificada como lo indica la ecuación 5.20:

$$f = \frac{f_s f_c}{s}, \quad (5.20)$$

donde f_c es la frecuencia central de la wavelet madre en Hz y f_s es la frecuencia de muestreo.

Cuando las escalas son convertidas a frecuencias usando la ecuación 5.20, la representación de la TWC puede ser dada como una RTF para investigar la transición de la señal en los dominios del tiempo y la frecuencia. Un método usando la RTF muestra las variaciones instantáneas de frecuencia y tiempo en una representación. Por lo tanto, una RTF debe de ser la prueba de la variación de energía con respecto al tiempo y la frecuencia al mismo tiempo (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012).

5.5.1. Espectro de Frecuencia Wavelet

Los coeficientes de $TWC(\tau, s)$ son funciones del parámetro de dilatación (τ) y el parámetro de traslación (s). Las proyecciones de la señal por cada uno de los valores de escala pueden ser manejados por la sumatoria del valor absoluto, los coeficientes en el eje temporal. Este proceso convierte los datos 3D de la TWC en datos 2D, los cuales muestran cómo la amplitud de la señal cambia con respecto a la escala. La versión discreta de este espectro de escala wavelet (WSS, por sus siglas en inglés) puede ser expresada con la ecuación 5.21:

$$WSS(s) = \sum_{n=1}^N |TWC(n, s)|^2, \quad (5.21)$$

donde N es el número de puntos de la señal.

Si los valores de escala son convertidos a sus correspondientes valores en frecuencia, el espectro de frecuencia de la señal puede ser estimado basado en TWC, el cual puede ser llamado estimación del Espectro de Frecuencia Wavelet (EFW). La abscisa de EFW es la frecuencia y la ordenada es la sumatoria del valor absoluto de los coeficientes. Sustituyendo la ecuación 5.20 en la ecuación 5.21 se obtiene la versión discreta de EFW como en la ecuación 5.22 (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012):

$$EFW(f) = \sum_{n=1}^N \left| CWT \left(n, \frac{f_s f_0}{s} \right) \right|^2, \quad (5.22)$$

donde f_0 es la frecuencia local

5.5.2. Espectro de Energía Wavelet

El proceso expresado que produce datos 2D puede ser aplicado en el eje de las escalas de manera similar a EFW. La sumatoria del valor absoluto de estos coeficientes en el eje de las escalas puede ser obtenida a partir de la proyección de la señal en cada instante de tiempo. El resultado del proceso es la distribución de energía conocida como Espectro de Energía Wavelet (EEW) de la señal. La abscisa de EEW es el tiempo, y la ordenada es la sumatoria del valor absoluto de los coeficientes. El EEW de una señal discreta puede ser dado con la ecuación 5.23 (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012):

$$EEW(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^M |TWC(n, k)|^2, \quad (5.23)$$

donde M es el número de escalas y N es la longitud de la señal.

6. MATERIALES Y MÉTODOS

6.1. MATERIALES

6.1.1. Infraestructura

Computadora de escritorio con las siguientes características del sistema:

Fabricante: Dell.

Modelo: Optiplex 580

Procesador: AMD Athlon (tm) II X2 B26 Processor 3.20 GHz

Memoria instalada (RAM): 4.00 GB (3.25 GB utilizable).

Tipo de sistema: sistema operativo Windows 7 profesional de 32 bits.

Entorno de programación:

Matlab® con licencia 2012.

6.1.2. Descripción de la población estudiada y de las señales fisiológicas utilizadas

La configuración de grabación inicial, como se muestra en la figura 6.1, registró simultáneamente dos señales correspondientes al fonograma abdominal y al electrocardiograma abdominal (ECGA) (Ortiz Pedroza, 2007). Para el presente trabajo, y partiendo de un estudio previo (Jiménez-González, 2010), a partir de las señales del fonograma abdominal se tiene disponible un grupo de 15 registros de FCGFs totales, extraídos utilizando el ACI-SC (Jiménez-González and James, 2012). Adicionalmente se cuenta con sus ECGAs registrados simultáneamente.

La señal acústica de inicio (el fonograma abdominal) se registró utilizando un solo transductor piezoeléctrico PCG (TK-701T, Nihon Kohden™) conectado a un amplificador de propósito general (DA100, Biopac Systems™). El transductor se colocó en el abdomen materno cerca del corazón fetal, que se localizó mediante imágenes de ultrasonido (SSA-320^a, Toshiba™ con un transductor de 3.5MHz). En cuanto al ECGA, se registró utilizando cuatro electrodos de placa, se colocaron tres placas en el abdomen y el bajo vientre materno para formar un triángulo equilátero (entre 20 y 25 cm de lado), mientras que la cuarta placa (es decir, el electrodo de referencia) se

colocó en la pierna derecha, cerca del tobillo. Los electrodos se conectaron a un selector de derivaciones (PB-640G, Nihon Kohden™) para producir un ECGA de una derivación que luego se proporcionó a un amplificador de instrumentación (AB-621G, Nihon Kohden™) con fines de acondicionamiento (es decir, amplificación y filtrado). La derivación cardíaca, la ganancia del amplificador y las frecuencias de corte de los filtros se seleccionaron con base en el análisis visual del trazo electrocardiográfico, y fueron ajustadas en aquellos valores para los que se obtenía mejor calidad del ECGF inmerso en el ECGA, prestando principal atención en la S/R, la relación ECG materno/ECG fetal y cuidando siempre el no perder componentes de la señal debido al exceso de filtrado.

Los registros, digitalizados a una frecuencia de muestreo de 500 Hz durante 3 o 5 min (MP100, Biopac Systems™), fueron obtenidos de 11 mujeres embarazadas (24 ± 3 años, con EG entre 33 y 40 semanas, las cuales proporcionaron su consentimiento informado para participar en el estudio. Es importante señalar que, originalmente, algunos registros fueron tomados del mismo sujeto, así que para la semana 33 se cuenta con 2 registros a partir del mismo sujeto, en la semana 36 se obtuvieron 8 registros a partir de 7 sujetos y en la semana 40 se obtuvieron 3 registros a partir de un sujeto. Las mujeres contaban con embarazos de bajo a mediano riesgo de acuerdo con la definición establecida en la Norma de la Secretaría de Salud publicada en el diario oficial el 23 de

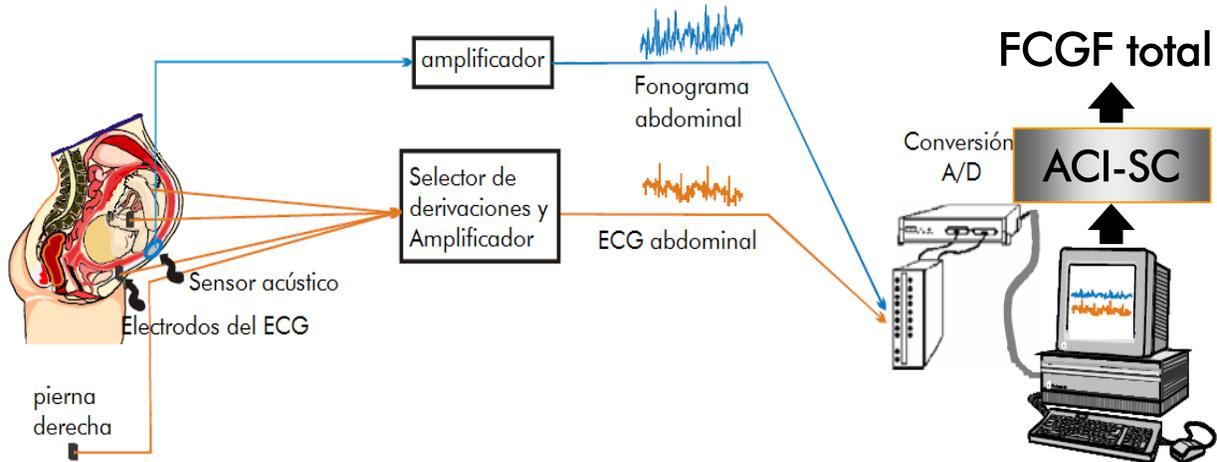


Figura 6.1. Configuración utilizada para el registro prenatal del fonograma abdominal de un solo canal y el ECGA. Los transductores para las señales se ubicaron en el abdomen materno. Las señales se digitalizaron a 500 Hz, se mostraron en una pantalla de computadora y se guardaron para su posterior procesamiento (Ortiz Pedroza, 2007). Más adelante, utilizando el ACI-SC se obtuvieron los registros fonocardiográficos fetales (Jiménez-González, 2010).

octubre de 1993, y a los criterios clínicos establecidos en el Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios del Nacimiento (CIMIGEN), lugar en el que fueron reclutadas. El parámetro clínico utilizado para evaluar la condición fetal fue mediante el perfil biofísico, alcanzando puntajes mayores o iguales a 8 para aquellos asociados con bienestar fetal (Ortiz Pedroza, 2007).

6.2. METODOLOGÍA

La metodología se divide en cuatro etapas como se muestra en la figura 6.2: Construcción de un banco de datos de sonidos cardíacos fetales S1 (sección 6.2.1.), extracción de características tiempo, frecuencia y energía de S1 (sección 6.2.2.), medición de intervalos R-S1 (sección 6.2.3.) y análisis estadístico (sección 6.2.4, en donde se analiza el comportamiento de características de S1 (1) en la misma EG y (2) entre diferentes EGs). Los detalles de cada etapa se describen a continuación.

6.2.1. Construcción del banco de datos de sonidos cardíacos fetales

Esta etapa se implementó en tres pasos: a) Exploración visual de las señales, b) segmentación de S1 y normalización, y c) selección de sonidos S1 para analizar. El propósito de esta sección fue generar un banco de sonidos S1 como se indica a continuación.

a. Exploración visual de las señales

La exploración de los registros FCGF y ECGA se realizó primeramente para familiarizarse con los SCF y su correspondiente evento eléctrico, para ello se inspeccionaron visualmente algunos de los registros disponibles en el dominio temporal a fin de verificar la calidad de las señales, distinguir los complejos QRS fetales de los maternos (en el ECGA) y reconocer S1 y S2 (en el FCGF).

Lo que se observó en dicha exploración fue que hubo traslape en algunos complejos QRS de las señales electrocardiográficas y en la mayoría de los casos se podían distinguir los complejos QRS fetales de los maternos. En cuanto a las señales fonocardiográficas se observó claramente que los S1 coincidían con su evento eléctrico asociado (su complejo QRS fetal correspondiente). De acuerdo con la exploración visual de los registros se verificó que siempre se distinguían más los sonidos S1 mientras que los S2 escasamente eran

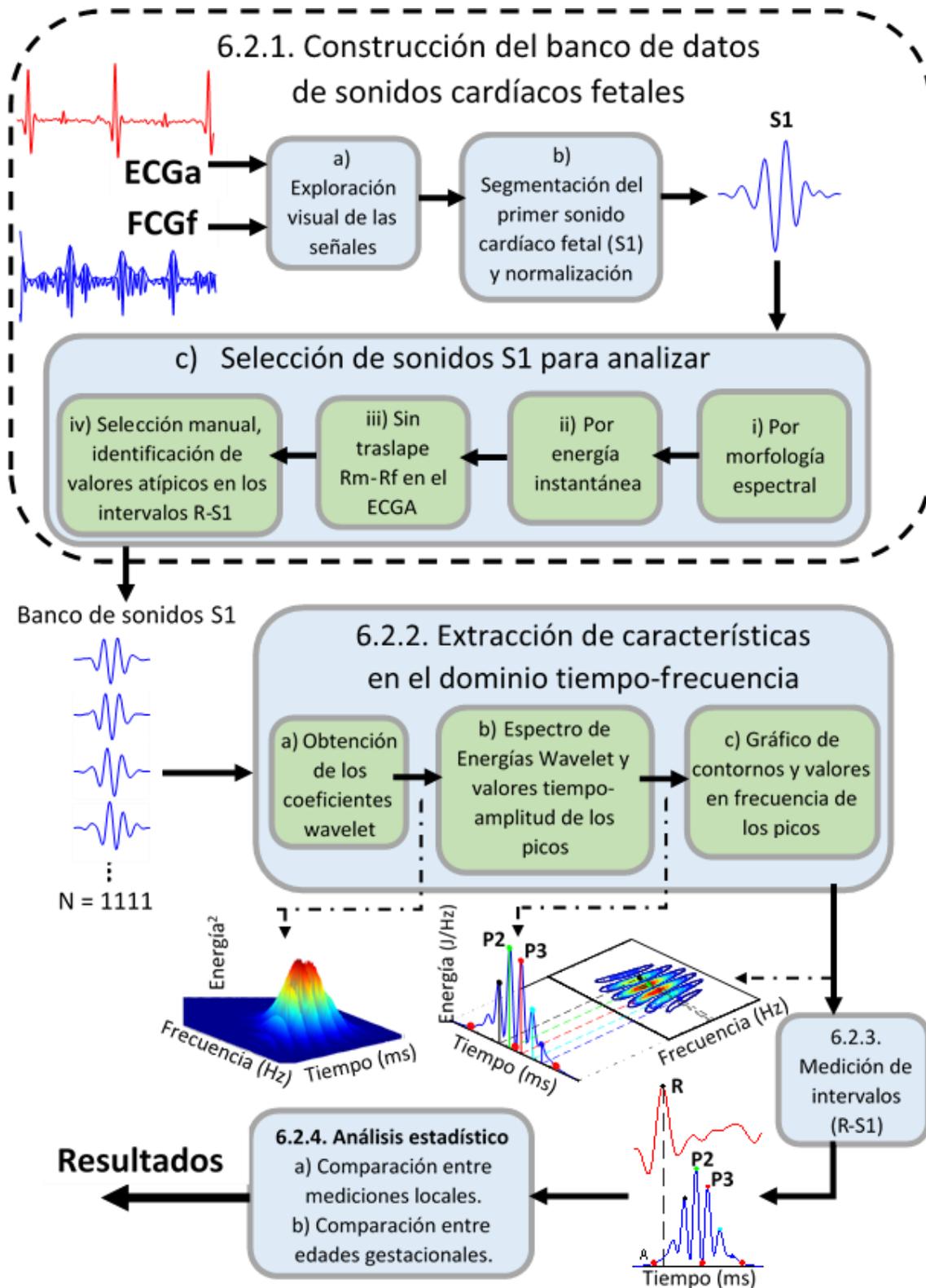


Figura 6.2. Etapas de la metodología propuesta: 6.2.1. Construcción del banco de sonidos S1, 6.2.2. Extracción de características tiempo, frecuencia y energía de S1, 6.2.3. Medición de intervalos R-S1 y 6.2.4. Análisis estadístico.

evidentes, por lo que solo se contaba con las posiciones de los sonidos S1 en todos los registros FCGF. Por esta razón, se decidió considerar la segmentación de S1.

En la figura 6.3 se muestra un ejemplo de un segmento de 4 segundos de los registros ECGA y FCGF (sujeto 1, con EG de 40 semanas). En (a) la posición temporal y amplitud de cada onda R fetal (F) y en (b) la posición y amplitud de cada pico de la envolvente de S1.

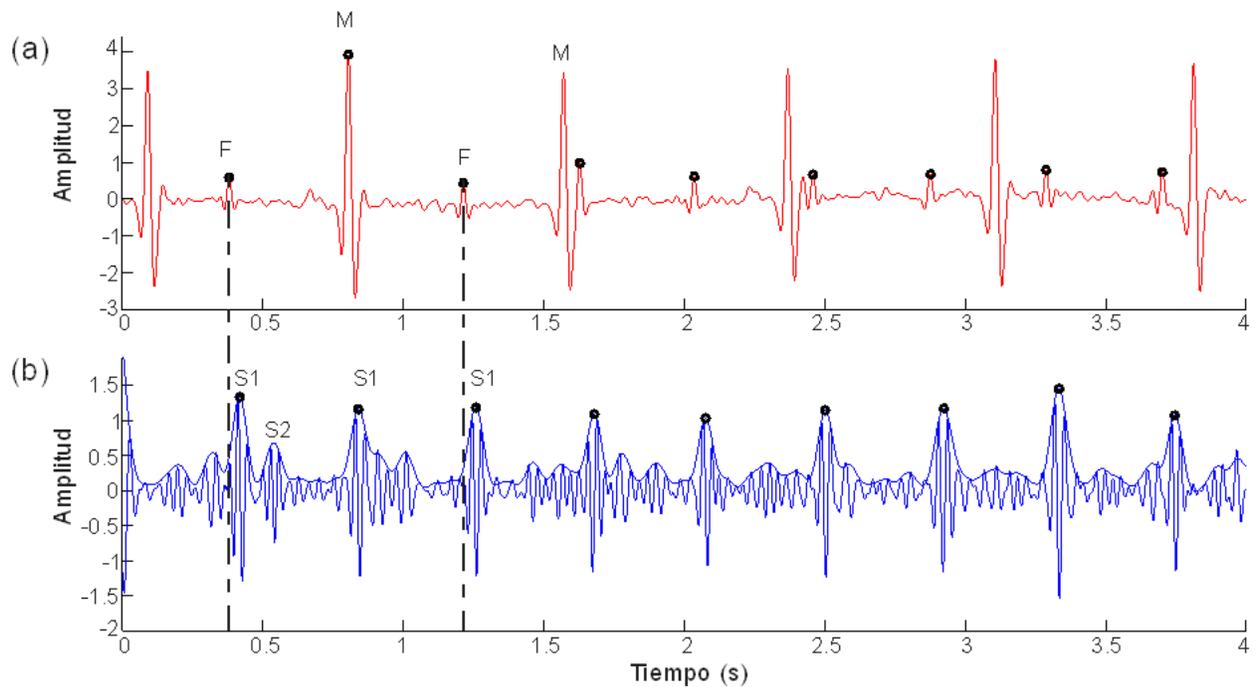


Figura 6.3. Señales ECGA y FCGF registrados simultáneamente. (a) Segmento de la señal ECGA con sus correspondientes ondas R maternas (M) y fetales (F), (b) segmento de la señal FCGF, con los picos pertenecientes a la envolvente de S1.

b. Segmentación S1 y normalización

La segmentación de todos los SCF se inició tomando como referencia la posición del pico de la envolvente de cada sonido S1, y a partir de esa posición se consideró tomar 44 muestras a la izquierda y 44 a la derecha, obteniendo así una ventana de 89 posiciones por cada sonido. El equivalente en tiempo de esta ventana (178 ms) se consideró como una duración adecuada, es decir, se aseguró que dentro de esta ventana amplia se encuentra la información del sonido S1 (Martínez Cordera, 2014). Previamente, como lo resume Martínez en el 2014, se han registrado distintas duraciones del S1, las cuales van de los 84.21 ms a los 166 ms (Martínez Cordera, 2014), por lo tanto la duración seleccionada en el presente estudio (178

ms) se considera suficiente y dentro de la cual es probable detectar los componentes del sonido S1. Dicha segmentación se realizó para todos los sonidos S1 disponibles en cada registro.

Debido a que la amplitud de cada sonido varía a lo largo de cada registro y entre registros, se decidió realizar un ventaneo y una normalización con el fin de establecer valores de amplitud que faciliten el cálculo y procesamiento para todos los sonidos. Para esto se multiplicaron los S1 por una ventana adecuada para suavizar los extremos de los sonidos segmentados, manteniendo de esta manera la información relevante y filtrando el ruido en los extremos de cada S1. Posteriormente para normalizar cada sonido, lo que se hizo fue dividir cada señal entre su norma. Este proceso de normalizar es equitativo para todos los S1, pues tanto los picos de mayor amplitud como los medios y los más bajos serán elevados en igual medida.

En la figura 6.4 se muestra un sonido S1 segmentado (a) previo a realizar el ventaneo y normalización (en línea discontinua la ventana correspondiente que suaviza la señal de S1 en sus extremos). En (b), se muestra un ejemplo de S1 segmentado, normalizado y con un ventaneo que suaviza la señal en sus extremos. Las 89 muestras de la ventana por cada sonido corresponden a un tiempo de 178 ms (Martínez Cordera, 2014).

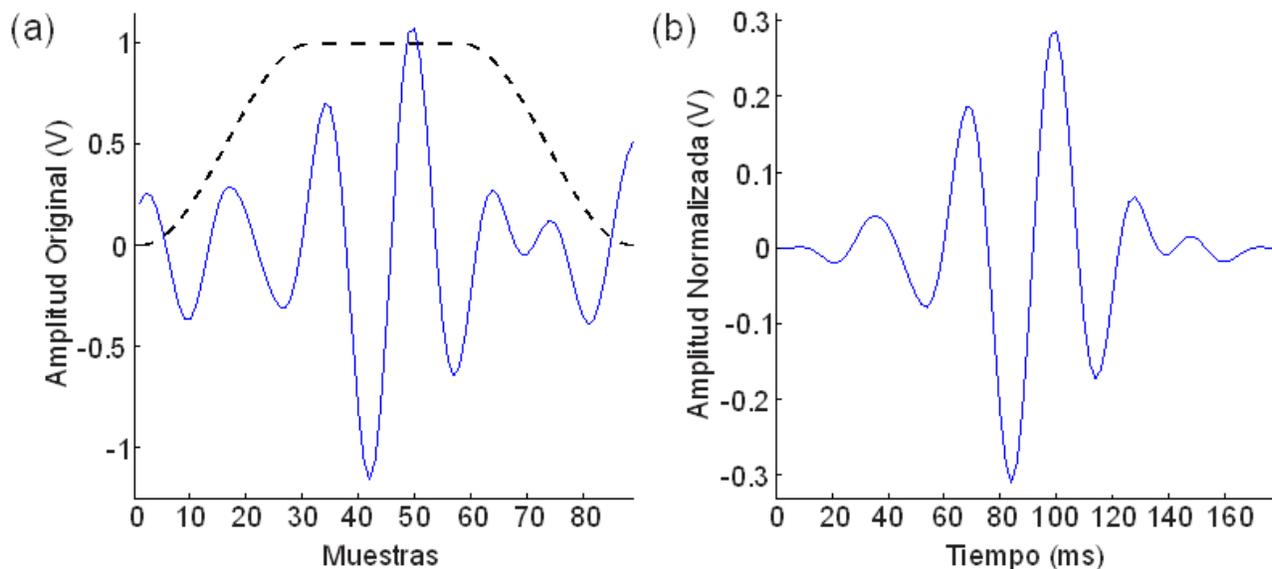


Figura 6.4. (a) S1 segmentado a partir del cuarto ciclo cardíaco de un sujeto; (b) S1 segmentado, normalizado y con un ventaneo.

c. Selección de sonidos S1 para analizar

Este paso utilizó cuatro criterios de selección: i) Morfología espectral, ii) energía instantánea, iii) ausencia de traslape Rmaterno-Rfetal en el ECGA y iv) selección manual de valores atípicos en los intervalos R-S1. El propósito de este paso fue tener una selección rigurosa de los sonidos S1. Las descripciones se presentan en los siguientes párrafos.

i. Criterio 1: Por morfología espectral

En estudios sobre sonidos cardiacos en fetos se ha reportado que los métodos de estimación espectral paramétrico, particularmente el modelado AR, proporcionan información importante sobre ciertas características como la discapacidad y las disfunciones de las válvulas cardíacas (Mitra and Choudhari, 2009b). Por esta razón se ha tomado en consideración el modelo de predicción AR, en donde se implementó el algoritmo de Burg para estimar la DPE y poder explorar visualmente los sonidos en este dominio con el propósito de establecer, con base en la morfología de los espectros, un criterio de selección adecuado.

Una vez teniendo la visualización de los espectros de cada uno de los sonidos, estos se examinaron para cada uno de los registros. Se observaron diferentes tipos de morfologías, considerándose dentro de la inspección las distintas características posibles por edad de gestación. La forma de los espectros de cada sonido variaba de acuerdo con la altura de los picos y el número de picos por cada espectro, y en algunos registros prevalecían más cierto tipo de morfología que otra. Referente a las frecuencias de los picos, se observó que en algunos casos estas variaban conforme a la edad de gestación. Tomando en consideración que S1 comprende de dos elementos de alta energía (observaciones a partir de estudios realizados en niños y adultos) temporalmente relacionados a los cierres de las válvulas Mitral y Tricúspide (Reinhold and Rudhe, 1957; Felner, 1990; Debbal and Bereksi-Reguig, 2006; Djebbari and Bereksi-Reguig, 2011) se optó por elegir aquellos espectros cuyos picos estuvieron claramente definidos, es decir, se estableció seleccionar aquellos espectros cuya morfología contenía dos picos espectrales y de los cuales se determinó aceptar aquellos

que cumplieran la condición de que el pico de menor energía tenía que ser mayor al 50 % del pico de mayor energía¹.

En la figura 6.5 se muestran ejemplos de la estimación espectral de dos sonidos S1 (lado derecho) por medio del modelo AR (vía Burg). En (a) se puede observar un sonido S1 y su respectivo espectro que cuenta con dos elementos de mayor amplitud, los cuales corresponden a diferentes frecuencias, sus picos están claramente definidos, y el elemento de menor energía es mayor al 50 % del elemento de mayor energía, por lo tanto, este sonido cumplió con los criterios de preselección. En (b), en el espectro, se pueden distinguir tres elementos con distintos valores máximos, ejemplo de una morfología que no cumplió con los criterios de preselección.

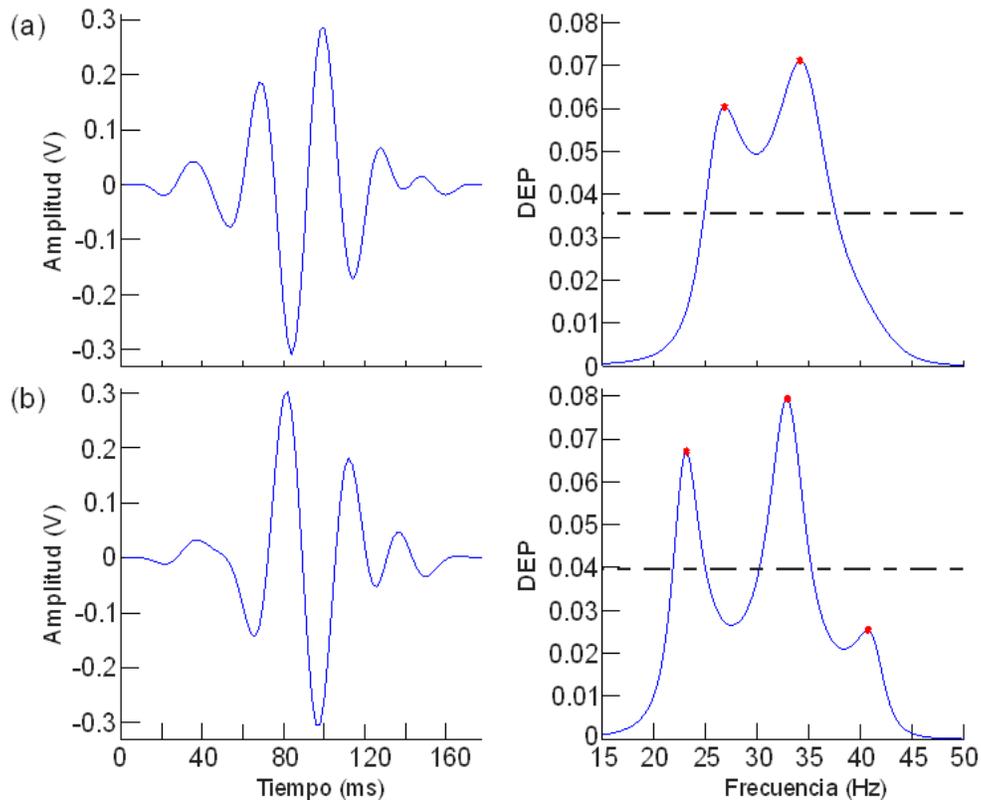


Figura 6.5. (a) Estimación de la DPE (lado derecho) de un sonido cardíaco fetal (S1) que cumplió con los criterios de preselección, (b) Ejemplo de la estimación de la DPE (lado derecho) de un sonido S1 que no cumplió con los criterios de preselección.

¹ De acuerdo con las observaciones de las morfologías espectrales (figura 6.5) existen distintas morfologías que no están bien definidas (figura 6.5.b). Por lo que bajo observaciones empíricas de las distintas formas morfológicas, se decidió optar por el criterio descrito.

Posteriormente, en una segunda etapa de exploración sobre los sonidos preseleccionados se notó que algunos espectros tendían a sesgarse hacia la izquierda o hacia la derecha, por lo que parecía que las frecuencias de aquellos componentes eran menores o mayores que el promedio. Por consiguiente, otro de los criterios que se estableció a partir de los espectros de los SCF fue seleccionar aquellos cuyas frecuencias correspondientes a los picos de los bordes espectrales estuvieran contenidos dentro del 95.4 % de todos los casos, es decir, dentro de ± 2 veces la desviación estándar (DE).

La figura 6.6 señala el intervalo dentro del cual se encuentra la mayoría de las frecuencias de los picos de la DPE a considerar como uno de los criterios para la preselección de los SCF (ejemplo de un sujeto). El límite inferior (Li) corresponde a 2DE (21 Hz) de las frecuencias del primer pico (marcas azules), mientras que el límite superior (Ls) corresponde a 2DE (38 Hz) de las frecuencias del segundo pico (marcas rojas).

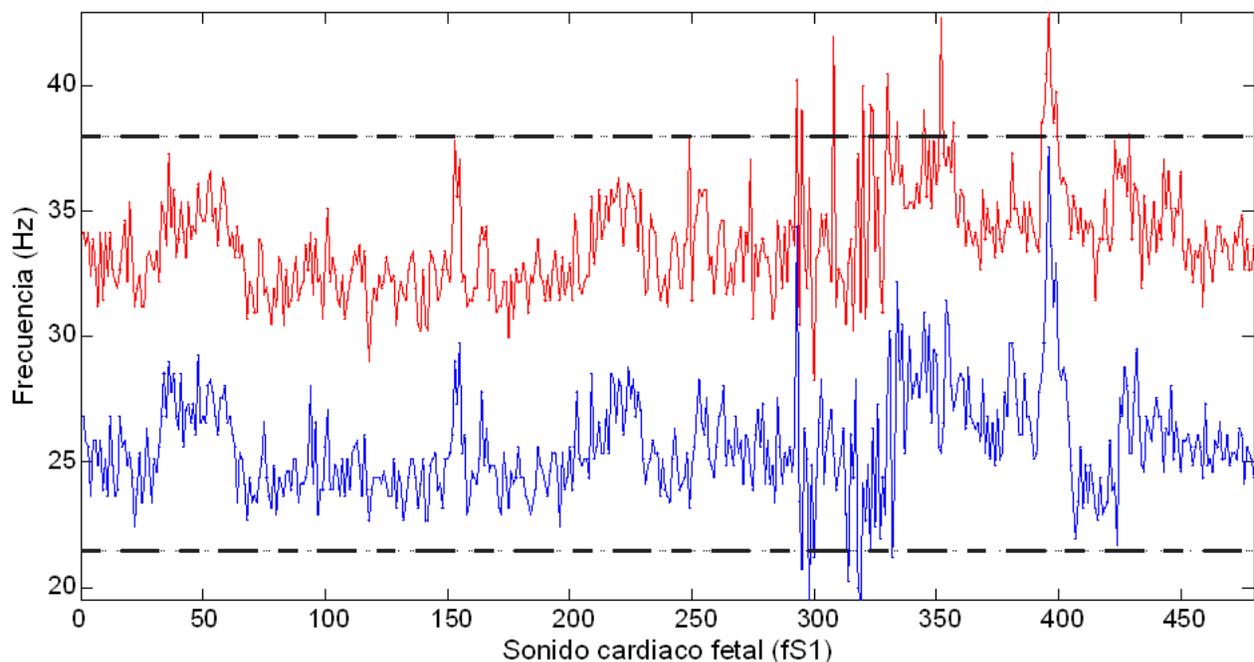


Figura 6.6. Distribución de las frecuencias, de un sujeto, correspondientes a los bordes espectrales del modelo AR. En azul el primer pico y en rojo el segundo pico. Las líneas discontinuas representan los límites Li y Ls.

ii. **Criterio 2: Por energía instantánea mediante el EEW**

La elección de la wavelet madre es una tarea sensible conociendo que ello afecta considerablemente la obtención de la RTF mediante la TWC, debido a ello se ha investigado sobre la elección de la wavelet madre que represente adecuadamente la información en la obtención de la RTF para los SCF, por lo que se ha indicado que la wavelet Morlet entrega una mejor representación comparada con otras (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012). Tomando esto en cuenta, se calculó primeramente la energía a partir de los coeficientes wavelet obtenidos mediante la TWC con una wavelet madre “Morlet” y con un tamaño de paso de frecuencia de 0.015625^2 (alta resolución). Es decir, una vez calculados los coeficientes, se obtuvieron sus correspondientes valores absolutos, después se elevaron al cuadrado para posteriormente (considerando que estos coeficientes forman una matriz de valores) obtener la distribución de energía o el EEW de la señal. Dicha distribución es la proyección de la señal en cada instante de tiempo, en donde la abscisa de EEW es el tiempo y la ordenada la sumatoria del valor absoluto del coeficiente descrita por la ecuación 5.23 (ver sección 5.5.2.):

$$EEW(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^M |TWC(n, k)|^2 , \quad (5.23)$$

donde M es el número de escalas y N es la longitud de la señal.

Un ejemplo de la energía instantánea por medio de EEW se muestra en la figura 6.7. Al explorar visualmente la energía instantánea de cada uno de los sonidos S1 a partir de la TWC, se pudo observar la variación de la energía punto a punto, identificándose de este modo diferentes valores de energía máximos (picos). En dicha exploración de la energía instantánea se notaba una consistencia sobre los picos máximos (p2 y p3), era evidente distinguir aquellos dos picos cuya energía instantánea era máxima, por lo que esto coincide con lo mencionado por otros autores, los cuales indicaron que la ocurrencia de los dos valores de máxima energía que se consideran como predominantes para cada sonido S1 coinciden con la ocurrencia de los dos eventos

² Empíricamente se evaluaron y compararon las resoluciones con pasos de 0.25, 0.125, 0.0625, 0.03125 y 0.015625. Las observaciones mostraron que el paso de 0.015625 ofrecía una resolución adecuada para representar la energía instantánea.

valvulares en S1 (Mc y Tc respectivamente) (Reinhold and Rudhe, 1957; Laniado *et al.*, 1973; Felner, 1990; Debbal and Bereksi-Reguig, 2006).

Además, se considera que durante S1 acontecen cuatro eventos valvulares, Mc, Tc, Ao y la apertura de la válvula pulmonar (Po, por sus siglas en inglés), generalmente en orden de ocurrencia (Reinhold and Rudhe, 1957; Debbal and Bereksi-Reguig, 2006). Dicho esto, también se ha indicado que existe un componente inicial de baja amplitud que ocurre en la fase pre-isométrica, inmediatamente antes de del comienzo de la contracción isométrica ventricular izquierda, es decir antes de Mc (Laniado *et al.*, 1973). Por esta razón, y basándose en la evaluación visual sobre las morfologías de EEW, se optó por considerar aquellos sonidos cuyos componentes a partir de su energía instantánea estuvieran claramente definidos, es decir, se seleccionaron aquellos sonidos en donde se pudieran localizar claramente al menos 5 picos de máxima energía. Dado que en algunas distribuciones de energía se observaron más de 5 picos, el criterio que se consideró para elegir los 5 picos de interés fue a partir de la identificación de los dos picos de máxima energía (p2 y p3), etiquetándose así a p1 como el componente inicial, y a p4 y p5 como los picos inmediatos a los de máxima energía.

Por otro lado, otra de las condiciones para la selección de los sonidos S1, es que entre los dos picos máximos (p2 y p3) debe haber mínimo absoluto. Este criterio se consideró debido a las observaciones individuales que se realizaron por cada sonido S1 mediante EEW, es decir, dada la señal a partir del primer y del último pico en EEW, en la mayoría de los sonidos se observó un pico mínimo absoluto (B) entre los dos picos de máxima energía (p2 y p3). Este criterio se justifica tomando como referencia el trabajo de Djebbari y Bereksi, que señala que al usar el gráfico de la envolvente para apreciar la evolución de la energía (de S1 en sujetos normales) a través del dominio temporal, fue posible delimitar y segmentar los dos tipos de impulsos de energía (contenidos en S1), los cuales, están relacionados con actividades valvulares (mitral y tricúspide). De este modo, dicha delimitación está dada por un mínimo local (en el gráfico de la envolvente) que separa estos impulsos de energía (Djebbari and Bereksi-Reguig, 2011).

Resumiendo el criterio de inclusión, se aceptaron aquellos sonidos cuyos componentes EEW estuvieran claramente definidos por los 5 picos de interés, y que el mínimo absoluto B estuviera entre los dos picos máximos (p2 y p3).

A modo de aclaración, para llegar a la identificación de los picos fue necesario pasar por algunas secciones del proceso de extracción de características en el dominio T-F (iniciando con la obtención de los coeficientes wavelet, y posteriormente con la obtención del EEW)². Además, debido al comportamiento en la relación escala-frecuencia, fue de importancia contar con una resolución adecuada en frecuencia, por lo que, previo a la obtención de EEW, se compararon las energías de los coeficientes wavelet a partir de distintas resoluciones y/o pasos de frecuencia para su selección³. La figura 6.7 muestra la energía instantánea mediante EEW, la cual presenta la proyección de la energía de los coeficientes wavelet a lo largo del tiempo, los picos de interés (p1, p2, p3, p4 y p5) y el mínimo absoluto B entre p2 y p3.

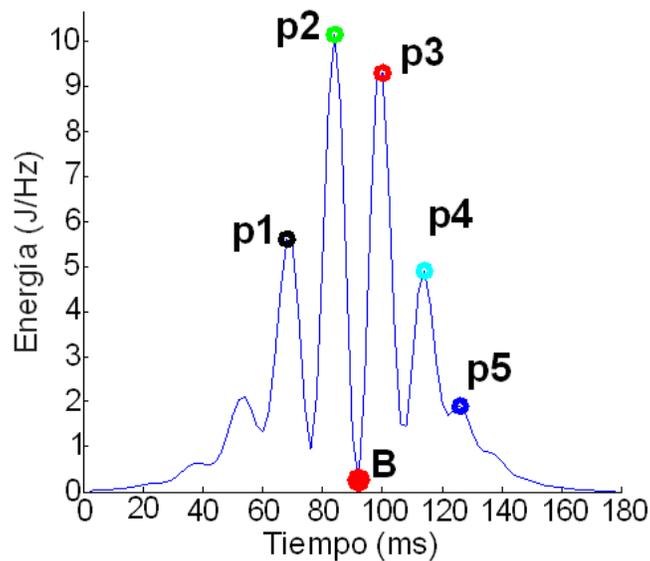


Figura 6.7. EEW y los 5 picos de interés: el componente inicial p1, los dos componentes de mayor energía p2 y p3, y sucesivo a estos p4 y p5. También se observa el mínimo absoluto B entre los elementos de mayor energía (p2 y p3).

iii. Criterio 3: Sin traslape $R_{materno} - R_{fetal}$ en el ECGA

Tomando en consideración las observaciones de la sección 6.2.1.(a) sobre todos los registros de ECGA (distinción de los complejos QRS fetales de los maternos), se continuó con la identificación clara de los valores de interés, valores de los complejos QRS fetales. Cabe recordar lo que se mencionó anteriormente, se notaron traslapes en

³ Los detalles se tratarán en la sección 6.2.2 (a) y (b)

algunos complejos QRS (maternos y fetales) en las señales ECGA. A modo de verificar que el algoritmo selector detectara correctamente las posiciones de los picos R, se inspeccionaron todos los ciclos cardíacos de cada ECGA (registros de todos los sujetos). Después de la verificación de cada una de las posiciones se observaron casos en donde las amplitudes y posiciones de los picos R fetales y maternos se superponían totalmente y otros casos en donde las amplitudes y/o posiciones eran muy cercanas.

Al observar que dichos traslapes de los complejos QRS fetales y maternos conllevan a mezclar la información fetal y materna dentro del ECGA, es razonable pensar que el respectivo evento mecánico de Rfetal (S1) localizado dentro del FCGF, contenga ruido implícito debido a la información acústica materna (información que no necesariamente pertenece al sonido S1 materno, sino a una fuente sonora materna que está cercana al centro del registro fetal, como las vibraciones localizadas cerca del abdomen y producidas por vasos sanguíneos). Debido a esto, se decidió evitar lo menos posible errores sistemáticos y realizar una buena selección para impedir la mayor variación posible estableciendo de esta manera el nuevo criterio de inclusión: se seleccionaron aquellos sonidos S1 cuyo complejo QRS fetal no tuviera superposición con el complejo QRS materno. Para determinar qué complejos QRS fetales se consideraban en traslape con los complejos QRS maternos se estableció una condición, si el valor absoluto de la diferencia entre la posición del pico R materno y la posición del pico R fetal era menor a 50 muestras (100 ms) entre ellos entonces se consideraba como un traslape entre complejos QRS⁴. Por lo tanto, el sonido S1 asociado, considerado como un evento con traslape, no fue seleccionado.

iv. *Criterio 4: Identificación de valores atípicos en los intervalos R-S1 y selección manual*

Llegado a este punto, y teniendo en consideración que para todos los registros de ECGA (15) y FCGF (15) se cuentan con las posiciones de los picos R fetales y de los picos de la envolvente de cada sonido S1, es conveniente indicar la importancia de los intervalos temporales como los que reportan algunos autores (Khandoker *et al.*, 2009; Marzbanrad

⁴ Empíricamente se evaluaron y compararon diferentes diferencias Rmaterno-Rfetal para determinar qué número de posiciones entre picos R fetal y materno eran adecuados para considerarse como un traslape entre complejos QRS materno-fetal. Las observaciones mostraron que las diferencias de 50 posiciones entre eventos Rmaterno-Rfetal eran adecuadas para especificar un traslape entre complejos QRS.

et al., 2013). Con respecto al análisis de la información acústica de origen cardíaco fetal, dichos autores señalan la importancia de detectar los eventos valvulares para medir los STI. Resaltando el interés que se tiene por obtener tales intervalos temporales a partir de una referencia como el pico R hasta un marcador considerado evento valvular dentro de S1, se realizó una exploración en los registros con respecto a los intervalos del pico R fetal al pico de la envolvente S1, observándose de este modo que algunos sonidos considerados en la detección como S1, se alejaban o acercaban demasiado de la referencia R_{fetal}, sesgándose así del promedio de los tiempos R_{fetal}-S1. Además, tomando como referencia las mediciones realizadas por los autores antes mencionados, se concluyó que, en varios registros del presente trabajo, estos valores atípicos (elementos acústicos detectados como S1 pero que no corresponden a S1) probablemente pertenezcan a distintas fuentes sonoras ajenas a S1 debido a que no se coincide con los tiempos en donde pudiera ser razonable detectarse un S1. Estos valores se consideraban muy pequeños cuando se encontraban aproximadamente por debajo de 20 ms y muy alejados cuando se encontraban aproximadamente por arriba de 80 ms (cabe mencionar que este intervalo variaba dependiendo del comportamiento de la serie de tiempo, por lo que no fue posible automatizar el proceso). Por este motivo, los valores que se acercaban o alejaban demasiado fueron considerados como sonidos sospechosos (valores atípicos).

Debido a lo antes expuesto se decidió incorporar un criterio de exclusión, el cual consiste en seleccionar manualmente e identificar los valores atípicos en los intervalos R_{fetal}-S1 para ser excluidos en la selección de los sonidos S1.

Complementando lo anterior, algunos registros mostraban demasiada variación y/o ruido con respecto a estos intervalos R_{fetal}-S1, es decir, se identificaron demasiados valores atípicos dentro de algunos registros, como para ser aceptados, de modo que aquellos registros fueron descartados. Por lo tanto, de 15 registros que contaban con su respectivo ECGA y su FCGF, fueron seleccionados al final 9 (9 ECGAs y 9 FCGFs). La tabla 6.1 muestra algunas de las características de los sonidos seleccionados con los que se trabajó.

Tabla 6.1. Número de S1s antes y después de cada criterio de selección. N es el número de S1 por EG, i) es la etapa que corresponde a la selección por morfología espectral, ii) es la que corresponde a la selección por energía instantánea, iii) es la que corresponde a la selección sin traslape Rmaterno-Rfetal en el ECGa y iv) es la que corresponde a la selección manual (identificación de valores atípicos en los intervalos R-S1).

Semanas de gestación	S/R (dB)	N inicial	N después de la etapa i)	N después de la etapa ii)	N después de la etapa iii)	N después de los criterios de inclusión
40	22	712	454 (64%)	388 (54%)	260 (36%)	253 (35%)
36	24	771	167 (22%)	135 (17%)	87 (11%)	81 (10%)
38	20	448	319 (71%)	255 (57%)	173 (39%)	150 (33%)
36	17	423	69 (16%)	57 (13%)	34 (8%)	32 (7%)
36	19	445	133 (30%)	121 (27%)	87 (20%)	84 (19%)
36	23	712	265 (37%)	206 (29%)	140 (20%)	125 (17%)
33	17	811	421 (52%)	336 (41%)	231 (28%)	168 (20%)
36	16	428	96 (22%)	76 (18%)	45 (10%)	39 (9%)
33	19	741	361 (49%)	293 (39%)	221 (30%)	179 (24%)
TOTAL		5,491	2,285 (42%)	1,867 (34%)	1,278 (23%)	1,111 (20%)

6.2.2. Extracción de características en el dominio tiempo-frecuencia

Esta etapa se implementó en tres pasos: a) Obtención de los coeficientes wavelet, b) obtención del EEW y valores tiempo-amplitud de los picos, y c) obtención del gráfico de contornos y valores en frecuencia de los picos. El propósito de esta sección fue la extracción de valores temporales, espectrales y de energía de los picos de interés (extracción de características de S1). Los detalles se presentan a continuación.

a. Obtención de los coeficientes wavelet

Debido a que la señal fonocardiográfica fetal, clasificada como señal no estacionaria (Quiceno Manrique, 2009), presenta cambios marcados en el tiempo y frecuencia, el ATF es fundamental para el estudio de los sonidos cardíacos. Por esta razón la extracción de características se realizó en el dominio tanto temporal como espectral mediante el ATF para cada sonido S1. Partiendo de los coeficientes wavelet, a partir de la TWC y sabiendo que la wavelet Morlet entrega una mejor RTF (en señales fonocardiográficas) comparadas con otras wavelet madre (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012), se busca obtener un conjunto de datos, los cuales servirán para obtener parámetros de interés para el estudio de los SCF.

Inicialmente, previo a la selección de características se realizó una exploración de los coeficientes para saber cuántas escalas usar, de este modo se observó el comportamiento de

los coeficientes a lo largo de las escalas. Lo que se identificó fue el comportamiento de la relación escala-frecuencia al transformar las escalas a sus correspondientes frecuencias. Al identificar que el comportamiento de esta relación no era lineal se optó por realizar un ajuste de la resolución en escala para obtener de esta manera una relación escala-frecuencia lineal. Este ajuste permitió establecer diferentes pasos en frecuencia y por lo tanto cambios en la resolución espectral. Para fines de establecer la mejor resolución se compararon las energías de los coeficientes wavelet a partir de diferentes resoluciones, estas fueron: pasos de frecuencia de 0.25, 0.125, 0.0625, 0.03125 y 0.015625.

Lo que se observó en algunos coeficientes de los sonidos fue que hubo ligera variación de la energía, desfase en las posiciones de los picos de mayor energía, ligeros cambios de morfología, y coeficientes que corresponden a una frecuencia diferente debido al cambio de resolución. Por lo tanto, debido al criterio de robustez y consistencia en términos de picos de mayor energía que se detectan mejor, se optó por elegir una resolución alta (pasos de frecuencia de 0.015625). Finalmente, de este modo, ya con la resolución propuesta se aplicó la TWC con una wavelet “Morlet” obteniéndose así una matriz de valores (coeficientes wavelet), después se obtuvieron sus correspondientes valores absolutos y finalmente estos se elevaron al cuadrado (energía de los coeficientes wavelet), para de este modo obtener una la representación tiempo-frecuencia-energía (RTFE). Esto para cada sonido S1 que cumplió con los cuatro criterios de inclusión.

La figura 6.8 muestra la RTFE del sonido S1 usando una wavelet “Morlet” con una resolución de 0.015625 por paso, donde el color azul y rojo indican una menor y mayor energía respectivamente.

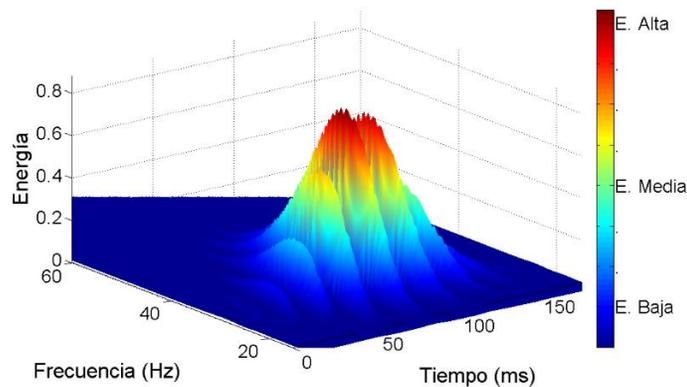


Figura 6.8. RTFE de los coeficientes wavelet a partir de la TWC de S1 usando la wavelet Morlet con una resolución de 0.015625 por paso.

b. Espectro de Energías Wavelet y valores tiempo-amplitud de los picos

Luego del cálculo de los coeficientes wavelet para cada sonido S1, se pasó a la estimación de las características temporales y de energía a partir del EEW. Es importante mencionar que se realizó una exploración de selección (previo a la definición de los picos de interés, perteneciente a uno de los criterios de inclusión descritos en la sección 6.2.1.c.ii en donde se compararon dos distintas maneras de obtener la energía instantánea. Se comparó la gráfica de distribución EEW contra la energía instantánea obtenida directamente de la energía de los coeficientes wavelet (representación tiempo-energía, RTE), esto es, usando los valores máximos para proyectarlos en el eje temporal). Se observó en algunos casos que los dos picos de mayor energía representados en el EEW no coincidían tanto temporalmente como en amplitud con los picos representados en la energía instantánea obtenida directamente de la RTE, también se notaba un ligero cambio de morfología en las gráficas EEW, parecía haber más atenuación en los picos de los extremos de la ventana y en algunos casos los dos picos máximos definidos en EEW no eran los mismos 2 picos máximos que se notaban en la RTE. El mínimo absoluto B variaba de la misma manera, es decir, el mínimo absoluto no siempre se encontraba entre los dos picos máximos, en otros casos la morfología de ambas gráficas prevalecía. Debido a estas observaciones y con miras a entender la evolución de la energía a través del dominio temporal para poder tener una mejor identificación de las características involucradas, se optó por usar la energía instantánea mediante la distribución del EEW. Además de acuerdo con lo que señala Ergen, el EEW derivado de la TWC, entrega una RTF confiable de la señal fonocardiográfica al usar una wavelet “Morlet” (para la generación de sus coeficientes wavelet) (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012). Por lo que de este modo se respalda la elección de EEW.

Como se mencionó en la sección 6.2.1.c.ii, la importancia de dividir el sonido cardíaco en dos segmentos parte de lo que señalaron Djebbari y Bereksi con respecto a la evolución de la energía del sonido S1 y la observación de sus dos tipos de impulsos de energía contenidos en este. La delimitación de estos segmentos está dada por un mínimo local (en el gráfico de la envolvente) que separa estos impulsos de energía, es decir, el sonido S1 se puede segmentar en dos partes mediante un pico mínimo local (el primer segmento coincide con el cierre de la válvula mitral y el segundo segmento con el cierre de la tricúspide). Djebbari propone que a partir de este pico de mínima energía localizado dentro del gráfico de

contornos se puede definir el inicio y el final del sonido (Djebbari and Bereksi-Reguig, 2011). Dicho esto, para obtener la característica temporal de S1 en el presente trabajo, es necesario tener un inicio de sonido (un punto de referencia a partir del cual se debe realizar la medición), por lo que tomando como referencia el trabajo de Djebbari y Bereksi, se ideó una manera de calcularlo. En el presente trabajo, dadas las observaciones en los EEW donde se notó un mínimo absoluto (B) entre los dos picos máximos (P2 y P3) (figura 6.9), se decidió usar esta misma información del sonido S1 para establecer su inicio (A), esto es, tomando como referencia de corte la energía del mínimo absoluto B, esta se buscó aproximadamente al inicio y final de la señal para establecerlos una vez localizados como el inicio y final del sonido S1 (A y C respectivamente). A partir de aquí fue posible obtener los tiempos del inicio del sonido “A” a cada pico de interés, estos son: TP1, TP2, TP3, TP4 y TP5. Con respecto al parámetro de energía, sus valores fueron obtenidos por medio de las energías correspondientes a cada pico de interés en EEW, estos son: EP1, EP2, EP3, EP4 y EP5. La figura 6.9 muestra el EEW correspondiente a un sonido cardíaco S1. Indicando con una línea negra discontinua (a partir del punto rojo) el inicio del sonido “A”, con puntos rojos el mínimo absoluto “B” y final del sonido “C” y con marcadores de color negro, verde, rojo, cían y azul los picos de interés p1, p2, p3, p4 y p5 respectivamente. Las flechas que representan valores temporales y de energía de los picos siguen el mismo código de colores.

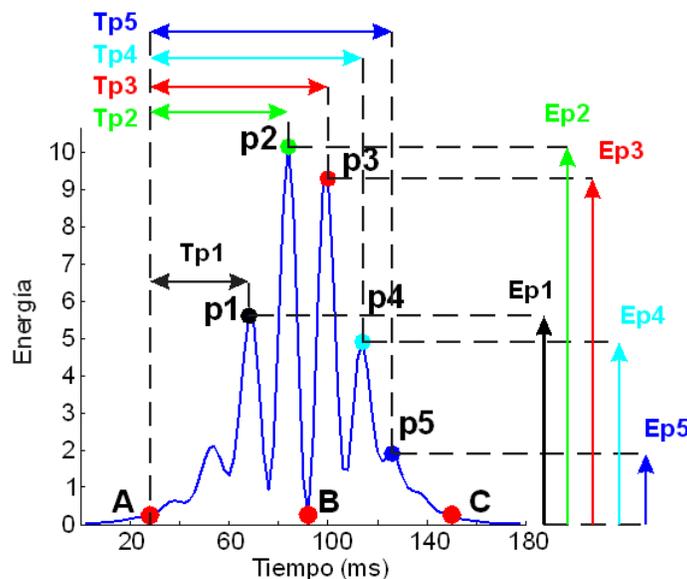


Figura 6.9. EEW, indicando los tiempos TP y las energías EP, así como los elementos que los forman (inicio “A“, p1, p2, p3, p4 y p5).

En la figura 6.9 se observa cómo se calcularon los valores correspondientes a cada pico de interés para dos de las características (tiempo y energía) de los SCF obtenidas a partir del EEW. La característica tiempo expresa intervalos temporales que van desde el inicio del sonido (“A”) hasta los picos p1, p2, p3, p4 y p5 (TP), 5 valores temporales (ver las flechas horizontales de color negro, verde, rojo, cian y azul), mientras que la característica energía expresa la intensidad energética de los picos p1, p2, p3, p4 y p5 (EP), 5 valores de energía (ver las flechas verticales de color negro, verde, rojo, cian y azul). En esta representación EEW se observa la posición temporal de los picos de interés, siendo el intervalo de “A” al pico 1 el de menor tiempo y el intervalo de “A” al pico 5 el de mayor tiempo. También se nota que los picos de mayor energía son p2 y p3, seguidos de los picos p1 y p4 con mediana intensidad, y finalmente p5 como el de menor energía. Además, se observa como la energía del pico mínimo absoluto “B”, que se encuentra entre p2 y p3, es coincidente (igual o aproximadamente igual) a la energía del inicio “A” y la del final “C”.

c. Gráfico de contornos y valores en frecuencia de los picos

Para obtener la frecuencia de los 5 picos (FP), se consideró usar una representación adecuada por medio de la cual se pudieran asociar los picos en EEW a sus respectivas frecuencias. Para ello se exploró primeramente el EFW de los sonidos S1. Análogo a EEW, el EFW de la señal puede ser estimado basado en la TWC. La abscisa de EFW es la frecuencia y la ordenada es la sumatoria del valor absoluto de los coeficientes (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012). Sin embargo, el problema con EFW fue que no había forma de asociar los picos de mayor energía por medio de esta representación debido a que dicha EFW (proyección de los coeficientes en el eje de las frecuencias) constaba de una señal suavizada caracterizada por un solo pico.

Para resolver este inconveniente se decidió utilizar otra forma de representar la información en el dominio T-F por medio de la TWC, esto es, haciendo uso de la gráfica de contornos (en donde se pueden observar valores en tiempo, frecuencia y energía) generados a partir de los coeficientes wavelet debido a que en esta representación es factible encontrar las frecuencias asociadas a los picos de interés. Las RTFs permiten un mapeo bidimensional de la señal bajo análisis, permitiendo reconocer de forma evidente algunas características que son útiles para diferenciar un tipo de señal de otra (Quiceno Manrique, 2009) e identificar componentes en el dominio del tiempo y la frecuencia. Para detectar las frecuencias

asociadas a los picos, lo que se hizo primero fue ubicar los tiempos de ocurrencia de p1, p2, p3, p4 y p5 en EEW, después se prosiguió a buscar la energía más alta en esos tiempos, pero ahora dentro del gráfico de contornos. Es decir, se considera una matriz de valores (energías de los coeficientes wavelet) cuyo eje x (filas) corresponde al eje temporal, el eje y (columnas) corresponde al eje de las frecuencias. Al conocer las energías máximas que están sobre los tiempos (eje x) de ocurrencia de los picos de interés, pero ahora proyectados dentro de los coeficientes wavelet, y gracias a la alta resolución, se pudieron obtener sus correspondientes valores asociados en frecuencia (FP1, FP2, FP3, FP4 y FP5).

La figura 6.10 muestra el gráfico de contornos resultante de la RTF en perspectiva, y en donde se indican valores de máxima energía (puntos de color, negro, verde, rojo, cian y azul). Asociados a estos puntos se indican con líneas discontinuas valores en tiempo (líneas discontinuas de colores negro, verde, rojo, cian y azul) y frecuencia (líneas discontinuas de color negro). A la derecha se muestra la proyección del EEW, indicando la ocurrencia temporal de los picos de interés (p1, p2, p3, p4 y p5). Se observa la manera de cómo se obtuvieron los valores de la característica frecuencia de los sonidos S1, frecuencias asociadas a los picos de interés obtenidos en el EEW. Se puede notar que las posiciones temporales de los picos de interés a partir del EEW coinciden con las posiciones temporales de 5 valores de máxima energía (a lo largo de esas líneas temporales) localizados dentro del gráfico de

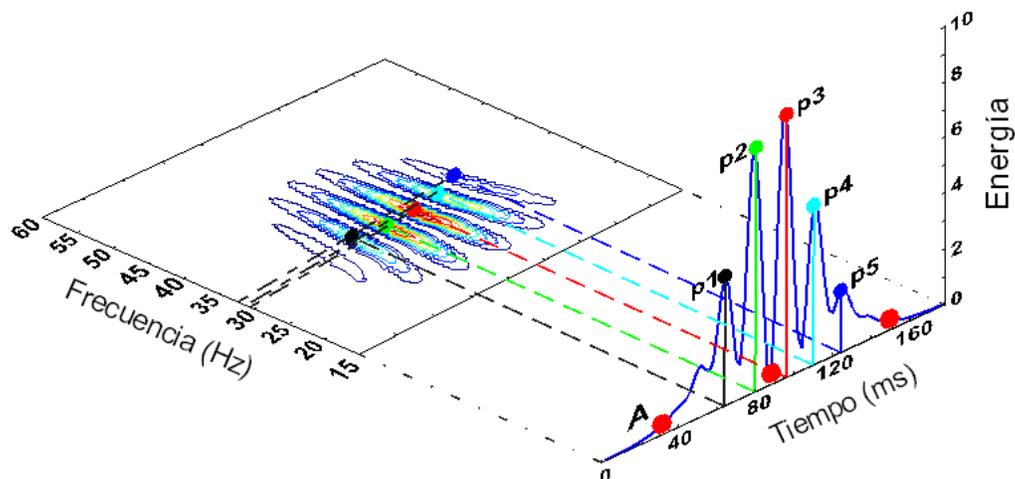


Figura 6.10. Gráfico de contornos resultante de la RTF indicando las frecuencias asociadas a los valores de máxima energía, localizados temporalmente en el instante de ocurrencia de los picos (p1, p2, p3, p4, p5) obtenidos a partir del EEW. A la derecha, la proyección del EEW en donde se muestran los tiempos y las energías de los picos de interés (p1, p2, p3, p4, p5).

contornos en perspectiva. Es decir, sobre esas líneas temporales (líneas discontinuas de colores) se localizan 5 valores de máxima energía que no necesariamente tienen que ser coincidentes con los valores de máxima energía de cada lóbulo de la RTF. A partir de ahí se pueden notar (y es así como se relacionan) las frecuencias asociadas a los picos de interés.

6.2.3 Medición de intervalos

En esta etapa, debido a que la detección del pico Q fetal se dificultaba en gran medida para tomarla en cuenta como referencia confiable de los sonidos cardíacos, se consideró usar uno de los métodos propuestos por Fleming y/o Paiva (Fleming *et al.*, 1986; Paiva *et al.*, 2009), en donde se utilizó el pico Rfetal como referencia para medir los intervalos de Rfetal a los marcadores de interés. Previo al cálculo de los intervalos Rfetal-Picos (RP) y recordando lo expuesto en la sección 6.2.1.c.iii y 6.2.1.c.iv sobre la importancia de los intervalos temporales, se cuenta con las posiciones de los picos Rfetal a partir de la señal electrocardiográfica (complejo QRS fetal), dichas posiciones se establecen como las referencias o el inicio mediante el cual se empiezan a medir los intervalos Rfetal-Picos. Estas referencias son importantes para la medición de los ITf, ya que, el momento de los eventos intracardíacos es un valioso elemento de decisión con respecto a la detección de patologías cardíacas (Khandoker *et al.*, 2009; Djebbari and Bereksi-Reguig, 2011; Marzbanrad *et al.*, 2013). Por esta razón es importante tener una buena referencia contra la cual medir intervalos temporales. Como se podrá haber dado cuenta el lector, por ese mismo motivo, en el presente estudio se tienen dos maneras de medir la referencia (el cero) de los parámetros temporales (TP y RP):

- (1) Para TP, se usó el mismo sonido para marcar el cero (referencia), es decir el inicio del sonido A.
- (2) Para RP, se usó la onda Rfetal para marcar la referencia.

Después de haber identificado correctamente las posiciones de las ondas Rfetal asociadas a sus correspondientes S1s, se inició la extracción de los intervalos RP, estos son: RP1, RP2, RP3, RP4 y RP5.

La figura 6.11 muestra los eventos eléctricos (complejos QRS fetales) asociados a sus correspondientes eventos mecánicos (S1s). En (a) los complejos QRS fetales segmentados a partir del ECGa, que corresponden a los ciclos cardíacos 7, 10 y 14 del sujeto 1, indicando con líneas discontinuas y puntos de color negro la posición del Rfetal y con flechas horizontales (en color

negro, verde, rojo, cian y azul) que mantienen el mismo código de colores que en las figuras anteriores se indican los intervalos temporales de interés (RP). En (b) los Espectros de Energía Wavelet de tres sonidos S1s, indicando con líneas discontinuas los instantes de aparición del Rfetal y los picos p1, p2, p3, p4 y p5 en color negro, verde, rojo, cian y azul respectivamente. En la figura 6.11 se observa primero la ocurrencia del evento eléctrico (Rfetal), seguido de este la ocurrencia del evento mecánico (picos del EEW del sonido S1). También se ilustra cómo se calcularon los intervalos temporales del pico Rfetal a cada pico de interés (nótese las flechas horizontales de colores etiquetadas como RP1, RP2, RP3, RP4 y RP5).

En la figura 6.11 (a) se observan claramente las amplitudes y posiciones temporales de 3 picos R fetales. La morfología de los complejos QRS fetales presentados no es exactamente la misma, a pesar de ello pueden verse claramente los complejos QRS fetales (al menos para los ejemplos presentados). En la figura 6.11 (b) se observan los 5 picos de interés para cada EEW (mismo código de color presentado que en las figuras anteriores), los cuales parecen tomar intensidades y

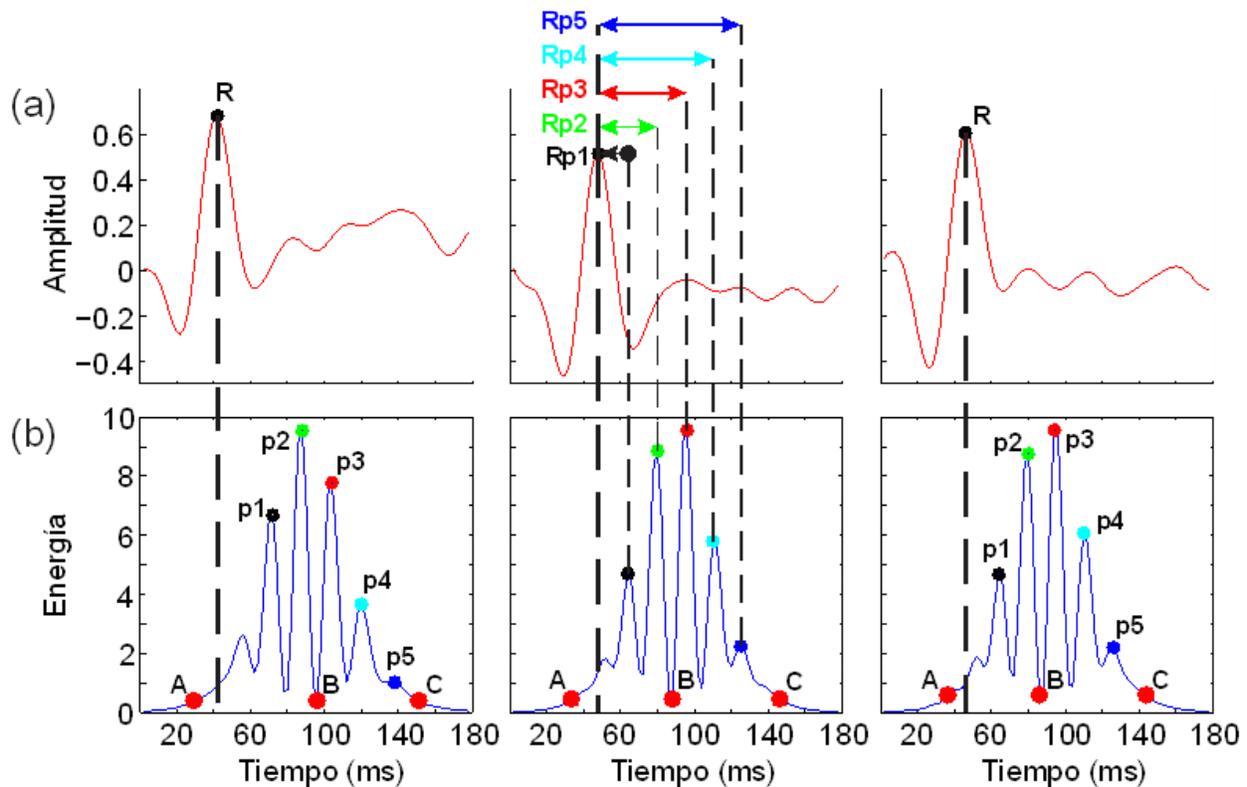


Figura 6.11. (a) Complejos QRS fetales segmentados del ECGa, correspondientes a los ciclos cardíacos 7, 10 y 14 del sujeto 1, indicando la posición del Rfetal y los intervalos de interés; (b) EEW (usando una wavelet Morlet), indicando el inicio del intervalo Rfetal y los picos de interés (p1, p2, p3, p4, p5).

posiciones temporales diferentes por cada ciclo cardíaco (esto puede notarse si se comparan los 5 picos de cada EEW que corresponden a los ciclos 7, 10 y 14 del registro 1).

Pese a esta evidente variación en intensidad de los picos por cada ciclo cardíaco mostrado en la figura 6.11, se pueden distinguir los dos picos de máxima energía (p2 y p3, verde y rojo respectivamente) y el mínimo absoluto “B” localizado entre ellos en cada uno de los espectros. Cabe destacar, que el inicio del sonido “A” que se calculó mediante la metodología propuesta puede tener una posición temporal menor que la posición temporal del pico R fetal y que las posiciones temporales de los picos de interés mostrados son siempre mayores a las de sus correspondientes eventos eléctricos (posiciones de los picos R fetales). Todo esto, nos lleva a observar también que los intervalos temporales de R a cada uno de los picos, presentados en la figura 6.11, varían para cada uno de los fenómenos electromecánicos mostrados en (a) y (b).

Por todo lo anterior, resulta de interés analizar el comportamiento de los valores que tomaron los 4 parámetros que se midieron por cada pico de interés. Para las características propias (locales) del sonido S1 se consideran tres parámetros (tiempo, frecuencia y energía):

- Tiempos del inicio del sonido (A) a cada pico de interés (TP), estos son: TP1, TP2, TP3, TP4 y TP5.
- Energías de los picos de interés (EP), estas son: EP1, EP2, EP3, EP4 y EP5.
- Frecuencias asociadas a los picos de interés (FP), estas son: FP1, FP2, FP3, FP4 y FP5.

Para la característica del fenómeno eléctrico-mecánico se considera un parámetro temporal:

- Intervalo temporal de Rfetal a cada uno de los picos (RP), estos son: RP1, RP2, RP3, RP4 y RP5.

6.2.4. Análisis estadístico

En esta última etapa, por cada sonido cardíaco fetal se extrajeron de 20 características, cuatro por cada pico en el EEW (dos parámetros temporales (TA y RP), uno espectral (FP) y uno de energía (EP)). Cabe recordar que todas las características obtenidas se consideraron importantes para el estudio y análisis de los S1.

Para tratar los valores que tomaron los cuatro parámetros, es importante recordar que el desarrollo fetal (de inicio a fin) comprende de un lapso de 9 meses, que a su vez se divide en tres periodos, primer, segundo y tercer trimestre. De este modo, en el presente estudio tenemos que la muestra comprende sujetos clasificados dentro del tercer trimestre. Así mismo, la muestra total de

sonidos S1, se dividió en tres grupos (G1, G2 y G3) de acuerdo con su EG (excepto en G3, donde se decidió juntar a los sujetos con EG de 38 y 40, esto con motivo de mantener la equidad en el número de sonidos por grupo). Ahora bien, hay que advertir que no hay una manera única de clasificar a los sujetos, por lo que la presente agrupación coincidió con la siguiente clasificación (Purisch and Gyamfi-Bannerman, 2017):

- (1) Feto prematuro moderado, que comprende de 32-33 semanas (G1).
- (2) Feto prematuro tardío, que comprende de 34-36 semanas (G2).
- (3) Feto prematuro temprano, que comprende de 37-38 semanas y feto a término, que comprende de 39-40 semanas (G3).

Así, para analizar al conjunto de valores obtenidos, los grupos G1, G2 y G3 quedaron de la siguiente manera:

- G1: Conformado por los valores obtenidos a partir de los sonidos correspondientes a fetos (2 registros con IDs 18 y 22) con 33 semanas de gestación (N = 347).
- G2: Conformado por los valores obtenidos a partir de los sonidos correspondientes a fetos (5 registros con IDs 2, 7, 10, 17 y 20) con 36 semanas de gestación (N = 361).
- G3: Conformado por los valores obtenidos a partir de los sonidos correspondientes a fetos (2 registros con ID's 3 y 1) con 38 y 40 semanas de gestación (N = 403).

Utilizando el software NCSS (licencia proporcionada por la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa) se analizaron los grupos. Antes de haber propuesto el tipo de prueba estadística realizada para los datos, se tuvo que partir de una serie de suposiciones en cuanto al comportamiento de la función de probabilidad de los datos. Por esta razón se consideró necesario realizar primeramente la prueba de normalidad, la cual evalúa los atributos para definir si una distribución es normal o no, estos atributos son el sesgo, la curtosis y ambos (se usó la prueba de Martinez-Iglewicz). En el sentido práctico, para la comparación de los valores, se aceptó como válido el análisis cuando por medio de la prueba de Martinez-Iglewicz se cumplía. La mayoría de los valores que tomaron los parámetros resultaron con distribución normal. Aquellas distribuciones en las que se rechazó normalidad bajo las pruebas de normalidad, en su mayoría eran distribuciones de forma parecida a las ramificaciones del teorema del límite central (uniforme o rectangular, Binomial, Sesgadas y similar a la normal) (Dawson and Trapp, 2005), o eran distribuciones simétricas que se veían afectadas por valores atípicos. Por lo tanto, se aplicó dicho teorema para

considerar normalidad en cada uno de los valores que tomaron los parámetros y de esta manera evitar confusiones en cuanto a la presentación de las medidas de tendencia central.

Dadas las observaciones individuales de todos los valores por parámetro, se consideró evaluar el conjunto de datos de la siguiente manera:

- (1) Comparaciones entre valores adyacentes que toman todos los parámetros, esto es:
 - Verificar la existencia de significancia estadística entre los valores adyacentes que toman los parámetros temporales (tiempos de 'A' a cada pico y los intervalos de R a cada pico).
 - Verificar la existencia de significancia estadística en las comparaciones de los valores que toma el parámetro espectral (frecuencias de los picos de interés).
 - Verificar la existencia de significancia estadística en las comparaciones de los valores adyacentes que toma el parámetro de energía (picos de máxima energía, principalmente entre los valores adyacentes de EP2 y EP3).
- (2) El posible impacto de las características gestacionales sobre los resultados de los valores que toma cada parámetro (comparaciones entre grupos).

A pesar de que se cumple con la normalidad de los datos, no existió una homogeneidad de varianzas en todas las características (descartándose la prueba ANOVA para varianzas desiguales), por esta razón, para no mezclar diferentes métodos estadísticos y asegurar un análisis uniforme se decidió ocupar la que mejor se ajusta. De este modo se acudió a una Prueba *T*, en donde dado el número de comparaciones se manejó una significancia de 0.010⁵, 0.015⁵ o 0.005⁵.

Dentro de la prueba *T* se consideraron dos posibles estadísticas:

- Si los datos cumplieron con igualdad de varianzas entonces se realizaba la prueba *T* de varianzas iguales.
- Si no se cumplía con igualdad de varianzas se realizaba la prueba de Aspin-Welch (prueba *T* de varianzas desiguales).

⁵ Cuando se realiza la prueba *T* se divide la significancia que normalmente se maneja de 0.05 entre el número de combinaciones que se presentan, esto con finalidad de mantener una evaluación robusta. Por ejemplo, al compararse entre características del mismo parámetro, en el caso de TP se hacen 4 comparaciones, en el caso de EP se hacen 5 y en el caso de FP se hacen 10, por lo que el alfa de cada uno quedaría de 0.0125, 0.01 y 0.005 respectivamente (quedándose en 0.01 para TP y EP). En el caso de 3 grupos (comparación entre grupos) se maneja una significancia de 0.015.

7. RESULTADOS

A continuación, se presentan los resultados del método propuesto para la extracción de características temporales, espectrales y de energía de los sonidos S1, así como también la de los intervalos temporales a partir del ECGF y el FCGF.

La figura 7.1 ilustra las morfologías de tiempo y frecuencia de un sonido S1, de cinco sujetos, obtenidas por el enfoque propuesto en el presente trabajo. En la figura 7.1 (a), la representación del tiempo normalizado, en (b), el EEW (WES, por sus siglas en inglés) y los cinco picos estudiados en este trabajo, en (c), los coeficientes Wavelet, en (d), el EFW (WFS, por sus siglas en inglés) (línea continua) y la DPE (línea de puntos).

En (a), se puede observar que S1 típicamente duró menos de 150 ms y que, aunque su morfología cambió entre sujetos, el número de oscilaciones varió entre 3 (ID 9 e ID 7) y 5 (ID 18),

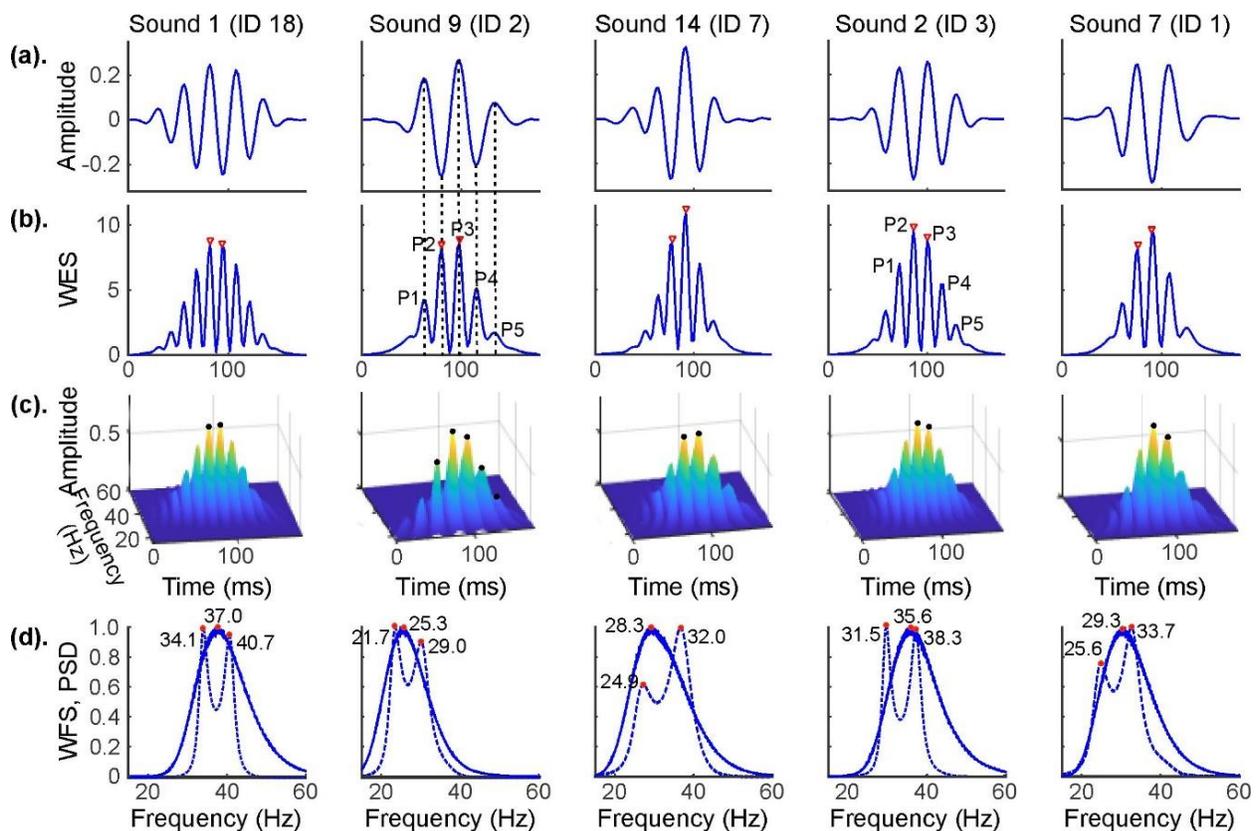


Figura 7.1. Morfologías temporales y espectrales del primer ruido cardíaco fetal de cinco sujetos, obtenidas por el enfoque propuesto en este trabajo. (a) La representación temporal, (b) el Espectro de Energía Wavelet y los cinco picos estudiados en el presente trabajo, (c) los coeficientes Wavelet, (d) el Espectro de Frecuencia Wavelet con su frecuencia central y la DPE (PSD, por sus siglas en inglés) con la frecuencia de sus dos picos típicos.

con la oscilación más grande aproximadamente en el centro del sonido cardíaco. Ahí es difícil distinguir qué fase de la oscilación (es decir, la positiva o la negativa) tiene la mayor magnitud. En (b), la representación temporal por medio de EEW indica que S1 presentó entre 5 (ID 9 e ID 7) y 8 (ID 18) picos bien definidos y no superpuestos. Entre tales picos, como lo indica el triángulo invertido rojo ▼, se puede notar que las energías de p2 y p3 no solo fueron las más grandes en el espectro, sino también evidentemente más grandes que la de p1, p4 y p5. Esta característica morfológica facilitó la detección automática de los cinco picos de interés y permitió estudiar su energía (E) y posición temporal (T, que estaba aproximadamente en el centro de S1 para p2 y p3 y aparentemente equidistante entre picos consecutivos). En (c), la representación de tiempo-frecuencia por medio de los coeficientes wavelet produjo la distribución de la energía en una representación 3D. En (d), las representaciones de frecuencia produjeron un pico único bien definido (cuya frecuencia estaba centrada entre 25 y 37 Hz) en EFW y un patrón de doble pico (cuyas frecuencias se centraron entre 21 y 34 Hz para el primer pico y entre 29 y 41 Hz para el segundo) en la DPE. Por tanto, contrario a la RTF dada por los coeficientes Wavelet, ni EFW ni DPE permitieron cuantificar la frecuencia de los cinco picos considerados en este estudio.

La figura 7.2 muestra el comportamiento latido a latido de los valores de los parámetros obtenidos de un sujeto. De arriba hacia abajo, se muestran (a) los intervalos del inicio (A) a cada uno de los picos (TP): TP1 (negro), TP2 (verde), TP3 (rojo), TP4 (cían) e TP5 (azul), (b) las frecuencias asociadas a los picos (FP): FP1 (negro), FP2 (verde), FP3 (rojo), FP4 (cían) y FP5 (azul), (c) la energía de los picos (EP): EP1 (negro), EP2 (verde), EP3 (rojo), EP4 (cían) y EP5 (azul) y (d) los intervalos temporales de R a cada uno de los picos (RP): RP1 (negro), RP2 (verde), RP3 (rojo), RP4 (cían) y RP5 (azul). El eje x representa el instante de aparición, en segundos (s), del sonido en el registro.

En (a) se pueden observar incrementos y decrementos de los tiempos TP calculados a lo largo del registro. Aunque no parece haber una completa superposición entre los tiempos calculados, se puede notar cierto grado de traslape entre ellos. En (b) también se pueden apreciar incrementos y decrementos en los valores de las frecuencias de cada pico a lo largo del registro y un notable traslape entre sus valores. En (c) se notan incrementos y decrementos en la energía de cada pico a lo largo del registro y una distinción en sus traslapes. Se puede ver claramente que los niveles de energía de EP2 y EP3 son mayores (notándose un traslape entre ellos) a los de EP1 y EP4

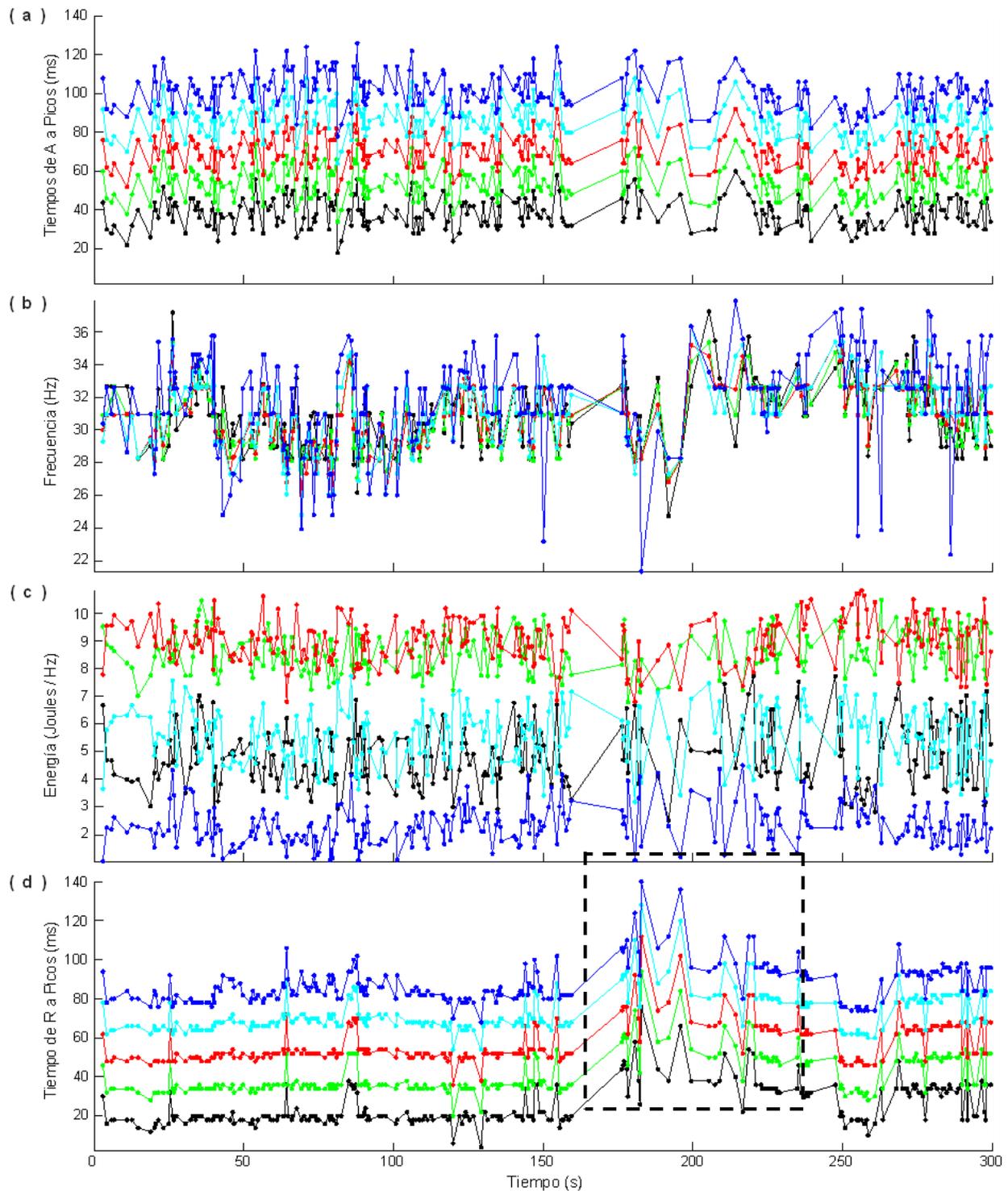


Figura 7.2. Comportamiento de los valores extraídos a partir de los picos asociados a S1 en uno de los registros estudiados en este trabajo. En (a), la posición temporal de cada pico (TP1, TP2, TP3, TP4 y TP5) según el inicio de S1 en EEW, en (b), la frecuencia de cada pico (FP1, FP2, FP3, FP4 y FP5) según los coeficientes Wavelet, en (c), la energía de cada pico (EP1, EP2, EP3, EP4 y EP5) según EEW, y en (d), la posición temporal de cada pico (RP1, RP2, RP3, RP4 y RP5) según el pico de R fetal en el ECGF.

(notándose un traslape entre ellos), y que a su vez son mayores que EP5. En (d) se muestra cómo el incremento y decremento de los intervalos RP puede cambiar con el tiempo, por ejemplo: en algunos segmentos del registro (como lo muestra la región encerrada en el rectángulo discontinuo) se pueden notar incrementos por arriba de los 20 ms, mientras que en otras zonas se observan decrementos por debajo de ese mismo valor. Además, como lo muestra la región encerrada (principalmente en esa zona) y en otras zonas del registro, parece haber un traslape entre valores. Finalmente, con respecto a los valores de TP y RP (a) y (d) respectivamente, se puede observar que, aunque pareciera que en (a) se notan mayores variaciones que en (d), ciertamente en (d) es donde hay mayor dispersión o separación de los datos con respecto a sus medias, esto se puede constatar especialmente en la región encerrada (con cambios por arriba de los 20 ms).

La figura 7.3 muestra la serie temporal de los parámetros extraídos de los cinco picos asociados a cada S1 en los tres grupos (G1, G2 y G3) estudiados en este trabajo. En (a), la posición temporal de cada pico (TP) según el inicio de S1 en EEW (TP1 en color negro, TP2 en color verde, TP3 en color rojo, TP4 en color cian y TP5 en color azul), en (b), la energía de cada pico (EP) según EEW, en (c), la frecuencia de cada pico (FP) de acuerdo con los coeficientes Wavelet (FP1, FP2, FP3, FP4 y FP5) y, complementariamente, en (d), la posición temporal de cada pico (RP) de acuerdo con el pico R fetal en el ECGF.

En general, se puede observar que, independientemente del pico o del parámetro, la serie temporal siempre presenta cambios de un sonido a otro. Particularmente, en (a) se puede observar que, (1) cualquier reducción/aumento en TP1 fue seguido consistentemente por una reducción/aumento en TP2, TP3, TP4 y TP5 (como lo indican las flechas hacia arriba en G2 y G3) y (2), aunque las series de tiempo están próximas entre sí, no se superponen. En (b), como se esperaba a partir de las observaciones en la figura 7.1, se puede ver que, (1) p2 y p3 eran el par de picos que consistentemente tenían la mayor energía (EP2 y EP3), (2) p5 siempre tenía la menor energía (EP5) y (3) la energía de p1 y p4 siempre estuvo en medio. En (c), es evidente que las frecuencias de los picos están superpuestas (independientemente del pico y la EG), lo que dificulta la distinción entre FP1, FP2, FP3, FP4 y FP5. Finalmente, en (d), como en (a), (1) cualquier reducción / ampliación en RP1 fue seguida de manera consistente por una reducción/ampliación en RP2, RP3, RP4 y RP5 (como lo indican las flechas hacia abajo en G2 y G3) y (2) existe una separación evidente entre las series de tiempo (por ejemplo, RP1 y RP2 o RP2 y RP3) para la mayoría de las muestras en los grupos G2 y G3, pero no en el grupo G1.

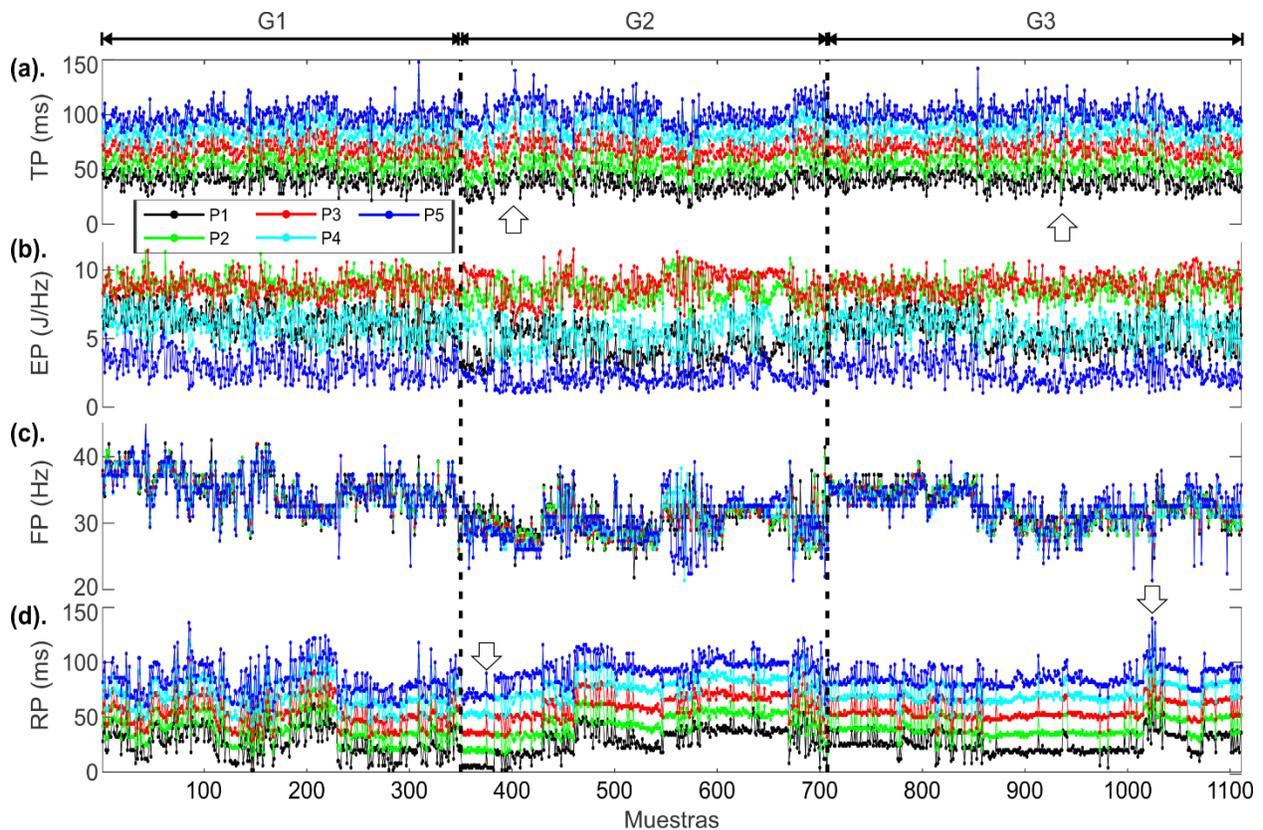


Figura 7.3. Comportamiento de los parámetros extraídos de los cinco picos asociados a S1 en los tres grupos (G1, G2 y G3) estudiados en este trabajo. En (a), la posición temporal de cada pico (TP1, TP2, TP3, TP4 y TP5) según el inicio de S1 en EEW, en (b), la energía de cada pico (EP1, EP2, EP3, EP4 y EP5) según EEW, en (c), la frecuencia de cada pico (FP1, FP2, FP3, FP4 y FP5) según los coeficientes Wavelet y, complementariamente, en (d), la posición temporal de cada pico (RP1, RP2, RP3, RP4 y RP5) según el pico de R fetal en el ECGF.

La Tabla 7.1 presenta la media \pm DE de los tiempos TP, para los grupos G1, G2 y G3. N es el número de S1. Como se puede observar, la DE de los valores que toma el parámetro temporal por cada pico aumenta al incremento natural de cada tiempo. Este incremento en la dispersión se observa en los tres grupos y en el total de la muestra ($N = 1,111$ sonidos). Dado el comportamiento natural de los intervalos (incremento temporal que toma cada medición), y de acuerdo con su DE no se observó traslape entre valores consecutivos ($p < 0.010$, detalles que se mostrarán en la tabla 7.5). Además, si se obtienen las diferencias entre picos consecutivos, se puede percatar que las distancias entre ellos son aproximadamente equidistantes. Comparando entre grupos, se aprecia que para los promedios de los tiempos TP1 y TP2 se muestra el siguiente comportamiento, de menor a mayor tiempo entre grupos: $G2 < G3 < G1$ ($37.03 \text{ ms} < 39.93 \text{ ms} < 41.79 \text{ ms}$, para TP1

Tabla 7.1. Media \pm DE de TP para G1, G2, G3 y para toda la muestra. N es el número de sonidos (S1) por grupo o de la muestra total (según sea el caso).

Grupo	(ID, número de sonidos)	N	TP1 (ms)	TP2 (ms)	TP3 (ms)	TP4 (ms)	TP5 (ms)
G1	(18,168) and (22,179)	347	41.8 \pm 8.1 *	56.0 \pm 8.3 *	70.0 \pm 8.6 *	84.3 \pm 8.8 *	98.3 \pm 9.2
G2	(2,81), (7,32), (10,84), (17,125) and (20,39)	361	37.0 \pm 8.6 *	53.1 \pm 9.3 *	69.4 \pm 9.9 *	85.9 \pm 10.6 *	101.8 \pm 11.4
G3	(3,150) and (1,253)	403	39.9 \pm 7.6 *	55.5 \pm 7.8 *	70.6 \pm 8.1 *	85.9 \pm 8.4 *	100.7 \pm 8.7
Total		1111	39.6 \pm 8.3	54.7 \pm 8.5	70.0 \pm 8.9	85.4 \pm 9.3	100.3 \pm 9.2

* señala significancia estadística entre valores adyacentes del mismo grupo (ver detalles en la tabla 7.5.b). Δ indica significancia estadística entre grupos, nótese también la significancia señalada por la línea punteada entre los valores de los grupos que no se encuentran adyacentes (ver detalles en la tabla 7.6.b).

($p < 0.015$ entre sus grupos), y 53.12 ms < 55.08 ms < 55.93 ms, para TP2 ($p < 0.015$ entre G1 y G2, así como entre G2 y G3, los detalles se mostrarán en la tabla 7.6). En TP3, el orden cambia a: G2 < G1 < G3 (69.42 ms < 70.03 ms < 70.60 ms), aquí no se encontraron diferencias significativas entre sus grupos. Finalmente, en TP4 y TP5, el orden de menor a mayor promedio entre los grupos de cada tiempo es: G1 < G3 < G2 (84.25 ms < 85.90 ms < 85.92 ms, para IAP4 (significancia solo entre G1 y G3, pero con una potencia estadística baja, ver detalles en tabla 7.6), y 98.33 ms < 100.66 ms < 101.78 ms, para TP5 ($p < 0.015$ entre G1 y G2, así como entre G1 y G3, detalles en tabla 7.6).

Estos resultados señalan el cambio de comportamiento de los intervalos TP1, TP2, TP3, TP4 y TP5 a medida que se comparan entre diferentes grupos de EG. Nótese la distinción que tiene el tiempo TP3 con respecto de las demás variables temporales mostradas en la presente tabla, ya que los valores promedio de TP3 de cada grupo al ordenados de menor a mayor, difieren a los patrones mostrados en TP1, TP2, TP4 y TP5. También se puede ver que en todos los intervalos del grupo G3 se encuentra la menor dispersión, seguidos de los intervalos en G1 y finalmente los intervalos de G2 con la mayor dispersión.

La tabla 7.2 presenta la media \pm DE de las frecuencias de cada uno de los picos FP1, FP2, FP3, FP4 y FP5 para cada grupo G1, G2 y G3 y para la muestra total. N es el número de sonidos (S1). Se puede observar, al comparar los promedios de las frecuencias entre sí (FP1, FP2, FP3, FP4, y FP5), que las frecuencias son muy parecidas, por lo que no se encontró significancia estadística entre valores consecutivos, excepto para FP3 contra FP5 en G3 ($p < 0.005$, detalles en tabla 7.5.b). Es interesante observar que FP3 (la frecuencia del tercer pico) se caracteriza porque tiende a tener

Tabla 7.2 Media \pm DE de FP para G1, G2, G3 y para toda la muestra. N es el número de sonidos (S1) por grupo o de la muestra total (según sea el caso).

Grupo	PSD (Hz)	N	FP1 (Hz)	FP2 (Hz)	FP3 (Hz)	FP4 (Hz)	FP5 (Hz)
G1		347	35.3 \pm 2.9	35.1 \pm 2.8	35.1 \pm 2.8	34.9 \pm 2.8	35.1 \pm 3.2
			Δ	Δ	Δ	Δ	Δ
G2		361	30.4 \pm 2.8	30.1 \pm 2.4	30.0 \pm 2.3	30.0 \pm 2.8	29.8 \pm 3.4
			Δ	Δ	Δ	Δ	Δ
G3		403	32.5 \pm 2.8	32.3 \pm 2.6	32.2 \pm 2.4	32.2 \pm 2.5	32.7 \pm 2.8*
Total		1111	32.7 \pm 3.4	32.5 \pm 3.3	32.4 \pm 3.2	32.4 \pm 3.3	32.5 \pm 3.7

* señala significancia estadística entre valores del mismo grupo, nótese la significancia señalada por la línea entre los valores que no se encuentran adyacentes (ver detalles en la tabla 7.5.b).

Δ indica significancia estadística entre grupos, nótese también la significancia señalada por la línea punteada entre los valores de los grupos que no se encuentran adyacentes (ver detalles en la tabla 7.6.b).

una menor dispersión en sus valores (menor DE) que la de FP1, FP2, FP4 y FP5 (tanto en cada grupo como para toda la muestra). Del mismo modo FP5 tiende a tener la mayor DE (tanto en cada grupo como para toda la muestra). Si se compara entre grupos, se puede observar un comportamiento consistente en los promedios de los grupos de todas las frecuencias FP1, FP2, FP3, FP4, y FP5 ($p < 0.015$, ver tabla 7.6.b). Ordenando los valores (de menor a mayor) de los grupos por variable, en la presente tabla se tiene a $G2 < G3 < G1$ (Comportamiento para todas las frecuencias). Asimismo, se puede observar, al comparar las DEs entre grupos, que solo en FP2 y FP3 las dispersiones siguen los mismos patrones $G2 < G3 < G1$ y que en las frecuencias FP1, FP4 y FP5 la menor dispersión se encuentra en G3.

La tabla 7.3 presenta la media \pm DE de las energías de EP1, EP2, EP3, EP4 y EP5, para cada uno de los sujetos del banco de datos disponible (ordenados por EG) y para la muestra total. La EG es expresada en semanas, N es el número de sonidos (S1) y el ID es la identificación del registro del sujeto. Al comparar los promedios de las energías entre sí, para cada sujeto, se puede notar que los valores EP2 y EP3 son los picos de mayor energía, seguidos de EP1 y EP4, y por último EP5 como el pico de menor energía. En relación con la DE, se observa el siguiente comportamiento: la DE de EP1 es la mayor, y la DE de EP5 es la menor en los sujetos con ID 2, 10, 17, 20 (EG 36), y 1 (EG 40). Los sujetos con ID 22 (EG 33) y 3 (EG 38) tienen una mayor DE en EP1 y una menor DE en EP3 (sujeto 22) y en EP2 (sujeto 3). En el sujeto 18, la mayor DE se encuentra en EP4 y la menor en EP2 y EP3 (las DEs son iguales). Finalmente, en el sujeto 7, la

Tabla 7.3 Media \pm DE de EP para G1, G2, G3 y para toda la muestra. ID es la identificación del registro y N es el número de sonidos (S1) por sujeto, grupo o de la muestra total (según sea el caso).

Grupo	(ID, número de sonidos)	N	EP1 (J/Hz)	EP2 (J/Hz)	EP3 (J/Hz)	EP4 (J/Hz)	EP5 (J/Hz)
G1	(18,168) and (22,179)	347	6.3 \pm 1.1	8.9 \pm 0.8	8.8 \pm 0.8	6.1 \pm 1.0	3.1 \pm 1.0
G2	(2,81), (7,32), (10,84), (17,125) and (20,39)	361	4.5 \pm 1.3	8.5 \pm 0.9	8.8 \pm 1.1	5.3 \pm 1.1	2.2 \pm 0.7
G3	(3,150) and (1,253)	403	5.4 \pm 1.3	8.7 \pm 0.7	8.9 \pm 0.8	5.8 \pm 1.0	2.7 \pm 0.9
Total		1111	5.4 \pm 1.4	8.7 \pm 0.9	8.8 \pm 0.9	5.7 \pm 1.1	2.6 \pm 0.9

* señala significancia estadística entre valores adyacentes del mismo grupo, nótese la significancia señalada por la línea entre los valores que no se encuentran adyacentes (ver detalles en la tabla 7.5.b).

Δ indica significancia estadística entre grupos, nótese también la significancia señalada por la línea punteada entre los valores de los grupos que no se encuentran adyacentes (ver detalles en la tabla 7.6.b).

mayor DE se encuentra en EP3 y la menor en EP5.

Ahora, es importante puntualizar la observación a nivel de EG en la presente tabla, debido a que parece existir un patrón de comportamiento local a nivel de EG (observación que no se podría notar entre grupos). Comparando las variables que toma cada sujeto, se pueden observar mayores energías en los sujetos con EG de 33 y 38 semanas, por debajo de estos están los sujetos de 36 y 40 semanas. Adicional al comportamiento descrito, nótese la siguiente tendencia entre edades gestacionales: en aquellos sujetos con EG de 33 y 38 semanas (ID 18, 22 y 3), se puede observar que las energías de EP2 son ligeramente mayores que las energías de EP3, así como también las energías de EP1 son ligeramente mayores a las de EP4 (excepto en el sujeto 22, donde EP4 > EP1). Contrario a lo anterior, y en donde se aprecia que el comportamiento pareciera invertirse, observamos en aquellos sujetos con EG de 36 y 40 semanas (ID 2, 7, 10, 17, 20 y 1) que las energías de EP3 son ligeramente mayores que las energías de EP2, así como también las energías de EP4 son ligeramente mayores a las de EP1. Como puede notarse, esta misma tendencia de compartir comportamientos entre edades gestacionales se puede observar a nivel del de la DE. Como se describió anteriormente, las DEs de la mayoría de los sujetos con EG 36 y EG 40 se comportan muy parecido (excepto en el sujeto con ID 7, que casualmente es el que tiene el menor número de sonidos). Por lo anterior, parece interesante no dejar de lado estas similitudes observadas entre edades gestacionales.

Con respecto a los promedios de los grupos G1, G2 y G3, se observa que el comportamiento de los valores promedio entre energías de cada pico señalan a EP2 y EP3 como los elementos de

mayor energía, mientras que EP1 y EP4 tienen valores promedio menores a EP2 y EP3, pero mayores a EP5 (valores con mediana energía) y finalmente EP5 como el elemento de menor energía.

En la presente tabla (similar a lo observado a nivel individual) se puede apreciar la tendencia que tiene el comportamiento de las energías EP2 contra EP3 y EP1 contra EP4. Primero, en G1 se observa como EP2 (con una intensidad promedio de 8.89 J/Hz) es ligeramente mayor a EP3 (con una intensidad promedio de 8.77 J/Hz), mientras que EP1 (con una intensidad promedio de 6.25 J/Hz) es ligeramente mayor a EP4 (con una intensidad promedio de 6.10 J/Hz). Únicas comparaciones entre valores de energía en donde no hay significancia estadística (detalles que se muestran en la tabla 7.5.c). Segundo, en G2 y G3 el orden se invierte, puesto que en estos grupos los promedios de EP3 son mayores que los promedios de EP2, así como los promedios de EP4 son mayores a los promedios de EP1 ($p < 0.010$, detalles en tabla 7.5.c). Con referencia a la DE, el orden de mayor dispersión a menor dispersión para cada uno de los grupos es el siguiente: en G1 la DE de EP1 > EP4 > EP5 > EP2 > EP3, en G2 la DE de EP1 > EP3 > EP4 > EP2 > EP5, y en G3 la DE de EP1 > EP4 > EP5 > EP3 > EP2. Si se considera la muestra total, el orden de mayor a menor energía, es igual a los señalados en los grupos G2 y G3, pues se puede notar que la energía predominante como la de mayor intensidad es EP3, seguida de EP2, EP4, EP1 y EP5 en orden descendente. En general para la muestra total, EP1 es el que tiene mayor dispersión, seguidos de EP4, EP5, EP3 y EP2 en orden descendente. Como puede notarse, existe un comportamiento inverso entre el promedio y la DE de los picos EP2 y EP3, es decir, que son los dos picos con la mayor energía y la menor DE a comparación de los demás (dicho comportamiento también cumple para G1 y G3, pero no para G2).

Comparando entre grupos, se observa que los promedios de los grupos (ordenados de menor a mayor) siguen el siguiente orden: G2 < G3 < G1 ($p < 0.015$, como se muestra en tabla 7.6.c para EP1, EP2, EP4 y EP5). A diferencia de los anteriores, EP3 muestra tener otro orden en los promedios de sus grupos: G1 < G2 < G3, y nuevamente (a comparación de las demás variables), refiriéndose al valor del tercer elemento (energía del pico 3) para cada uno de sus grupos, los promedios de EP3 de cada grupo son los más cercanos entre sí (8.77 J/Hz en G1, 8.81 J/Hz en G2 y 8.88 J/Hz en G3), única variable en donde no se encontró significancia estadística entre sus grupos (tabla 7.6.c), por lo que podría considerarse la variable más estable. Además, los únicos que muestran tener comportamientos parecidos con respecto a su DE son EP2, EP3 y EP4 con G3

< G1 < G2. Cabe destacar que en G2 es donde se muestra la mayor DE de las energías, excepto en EP5 donde G2 < G3 < G1. Por otro lado, y con relación al segundo grupo, es interesante notar que en G2 se tienen los registros con el menor número de S1s seleccionados.

La tabla 7.4 presenta la media \pm DE de los intervalos RP (ms) para cada grupo G1, G2 y G3 y para la muestra total. N es el número de sonidos (S1) e IRR es el intervalo R-R.

Al comparar los promedios de los intervalos entre sí (RP1, RP2, RP3, RP4, y RP5), se puede observar que dado el comportamiento natural de los tiempos (incremento temporal que toma cada medición), y de acuerdo con su DE, parece no haber traslape significativo entre valores consecutivos ($p < 0.010$, detalles que se muestran en tabla 7.5.d), tal como lo mostró la tabla 7.1. El comportamiento de la DE es igual al de la tabla 7.1 solo en G1, pues la DE va incrementándose de RP1 hasta RP5 (DE de RP1 < RP2 < RP3 < RP4 < RP5), por otro lado, en G2 la DE de RP es RP5 < RP4 < RP1 < RP3 < RP2, y en G3 es RP2 < RP3 < RP4 < RP1 < RP5. Al tomar en cuenta los resultados obtenidos de la muestra total, el comportamiento es parecido a la desviación estándar de la tabla 7.1, la DE de cada intervalo temporal aumenta de RP1 a RP5 (DE de RP1 < RP2 < RP3 < RP4 < RP5). Además, como se puede notar, tanto para los grupos como para la muestra total, las DEs de TP (tabla 7.1) son menores que las DEs de RP (tabla 7.4).

Con relación a los promedios de los datos agrupados por EG, si se compara cada variable entre sus grupos, puede notarse que los intervalos temporales RP1 y RP2 muestran tener el siguiente orden (comportamiento parecido) de menor a mayor promedio en sus grupos: G3 < G1 < G2. Para RP1: $p < 0.015$ entre G2 y G3, para RP2: $p < 0.015$ entre G1 y G2 (con una potencia estadística baja), así como entre G2 y G3 (los detalles se muestran en la tabla 7.6.d). En cambio, con respecto

Tabla 7.4 Media \pm DE de RP para G1, G2, G3 y para toda la muestra. N es el número de sonidos (S1) por grupo o de la muestra total (según sea el caso).

Grupo	IRR (ms)	N	RP1 (ms)	RP2 (ms)	RP3 (ms)	RP4 (ms)	RP5 (ms)
G1	390.9 \pm 24.6	347	27.7 \pm 14.3 *	41.8 \pm 14.5 *	55.9 \pm 14.7 *	70.1 \pm 15.1 *	84.2 \pm 15.5
				Δ	Δ	Δ	Δ
G2	411.9 \pm 19.7	361	28.3 \pm 13.3 *	44.4 \pm 13.3 *	60.7 \pm 13.3 *	77.2 \pm 12.9 *	93.1 \pm 12.6
			Δ	Δ	Δ	Δ	Δ
G3	415.7 \pm 20.7	403	25.7 \pm 9.4 *	40.9 \pm 9.3 *	56.4 \pm 9.4 *	71.7 \pm 9.4 *	86.5 \pm 9.6
Total		1111	27.2 \pm 12.4	42.3 \pm 12.5	57.6 \pm 12.7	73.0 \pm 12.9	87.9 \pm 13.2

* señala significancia estadística entre valores adyacentes del mismo grupo (ver detalles en la tabla 7.5.b). Δ indica significancia estadística entre grupos (ver detalles en la tabla 7.6.b).

a RP3, RP4 y RP5 el orden (comportamiento parecido) de menor a mayor en los promedios de los grupos de cada intervalo cambia a: $G1 < G3 < G2$ ($p < 0.015$ entre G1 y G2, así como entre G2 y G3, detalles que se mostraran en la tabla 7.6.d), mismo comportamiento de los valores TP4 y TP5 que se presentan en la tabla 7.1. Estos resultados muestran la tendencia que tiene el grupo G2 al contar con los promedios mayores en todos los intervalos RP a comparación de los otros grupos. Además, dadas las observaciones de estos intervalos (RP1, RP2, RP3, RP4 y RP5), puede percatarse que los promedios de los grupos G1 y G3 parecen ser similares ($p > 0.015$, ver tabla 7.6.d para más detalles). Finalmente, si observamos la DE, se puede notar una consistencia con respecto a todas las variables, pues en todos los casos la DE de RP es $G3 < G2 < G1$. Comparando con la tabla 7.1 ($G3 < G1 < G2$) las dispersiones en G3 son las menores en ambos casos, pero G1 tiene la mayor dispersión en RP, mientras que en TP en G2 es donde se encuentran las mayores dispersiones.

En la tabla 7.5 se muestran los resultados estadísticos (comparaciones entre las variables relativas a cada pico de interés) de los parámetros temporales, espectrales y de energía correspondientes a los S1s. El análisis estadístico se ha obtenido por medio de la prueba T (prueba T de varianzas iguales o Aspin-Welch (prueba T de varianzas desiguales) según sea el caso) para muestras independientes. En (a) se muestran las comparaciones de los valores adyacentes que toma el parámetro temporal (para cada uno de los tres grupos de edades gestacionales) dada la importancia de observar los posibles traslapes entre ellos. En (b) se muestran las comparaciones de los valores que toma el parámetro espectral (análisis de dos muestras para sus posibles combinaciones) en cada uno de los tres grupos. En (c) se muestran las comparaciones de los valores adyacentes que toma el parámetro de energía en cada uno de los grupos. Recordando la importancia de la comparación de EP2 contra EP3, también se muestra la comparación de EP1 contra EP4 dado el comportamiento observado en los registros de cada sujeto en la base de datos disponible. En (d) se muestran las comparaciones de los valores adyacentes que toma el segundo parámetro temporal (mediciones obtenidas a partir del pico R del ECGF en cada uno de los tres grupos) dada la importancia de observar los posibles traslapes entre ellos. Los símbolos tipográficos asteriscos (sea * o **), señalan que se encontraron diferencias con significancia estadística ($p < 0.010$) para (a), (c) y (d), y ($p < 0.005$) para (b). Un asterisco indica una potencia estadística de entre 80 % y 100 % ($\alpha = 0.01$), mientras que dos asteriscos indican una potencia estadística de entre 60 % y 79 % ($\alpha = 0.01$).

Tabla 7.5 Resultados estadísticos de las comparaciones entre mediciones. El fondo de color rojo indica que se realizó la prueba *T* para dos muestras de varianzas iguales. El fondo de color anaranjado indica que se realizó la prueba *T* por el método de Aspin-Welch.

a)

PARÁMETRO TEMPORAL												
	G1 (E.G 33 semanas)				G2 (E.G 36 semanas)				G3 (E.G 38 y 40 semanas)			
	TP2	TP3	TP4	TP5	TP2	TP3	TP4	TP5	TP2	TP3	TP4	TP5
TP1	*				*				*			
TP2		*				*				*		
TP3			*				*				*	
TP4				*				*				*

b)

PARÁMETRO ESPECTRAL												
	G1 (E.G 33 semanas)				G2 (E.G 36 semanas)				G3 (E.G 38 y 40 semanas)			
	FP2	FP3	FP4	FP5	FP2	FP3	FP4	FP5	FP2	FP3	FP4	FP5
FP1	~	~	~	~	~	~	~	~	~	~	~	~
FP2		~	~	~		~	~	~		~	~	~
FP3			~	~			~	~			~	**
FP4				~				~				~

c)

PARÁMETRO DE ENERGÍA												
	G1 (E.G 33 semanas)				G2 (E.G 36 semanas)				G3 (E.G 38 y 40 semanas)			
	EP2	EP3	EP4	EP5	EP2	EP3	EP4	EP5	EP2	EP3	EP4	EP5
EP1	*		~		*		*		*		*	
EP2		~				*				*		
EP3			*				*				*	
EP4				*				*				*

d)

PARÁMETRO TEMPORAL												
	G1 (E.G 33 semanas)				G2 (E.G 36 semanas)				G3 (E.G 38 y 40 semanas)			
	RP2	RP3	RP4	RP5	RP2	RP3	RP4	RP5	RP2	RP3	RP4	RP5
RP1	*				*				*			
RP2		*				*				*		
RP3			*				*				*	
RP4				*				*				*

* o ** señalan significancia estadística ($p < 0.010$) para (a), (c) y (d), y ($p < 0.005$) para (b).

* indica una potencia estadística de entre 80 % y 100 % ($\alpha = 0.01$).

** indican una potencia estadística de entre 60 % y 79 % ($\alpha = 0.01$).

En la tabla 7.5, la mayoría de las comparaciones denotadas por un asterisco tienen una potencia estadística cercana al 100 %, y la única comparación en donde se encontró una potencia estadística de 61.08 % ($\alpha = 0.01$) fue entre FP3 y FP5 dentro del grupo G3 (tabla 7.5.b). El fondo de color rojo muestra que el resultado se obtuvo por medio de la prueba T para dos muestras de varianzas iguales y el fondo de color anaranjado indica que se utilizó la prueba T para dos muestras de varianzas desiguales (método de Aspin-Welch).

En (a) se observa que existe significancia estadística en las comparaciones de interés (TP1 contra TP2, TP2 contra TP3, TP3 contra TP4 y TP4 contra TP5) dentro de los tres grupos G1, G2 y G3, indicando de esta manera que no existe traslape significativo entre estos valores temporales. En (b) puede notarse que no se encontró significancia estadística para las posibles combinaciones de sus valores espectrales, excepto para FP3 contra FP5, pero con una potencia estadística de 61.08 % ($\alpha = 0.01$). En (c) se aprecia dentro del grupo correspondiente a la edad gestacional de 33 semanas (G1) que las únicas comparaciones entre valores de energía en donde no se observa significancia estadística es entre EP2 contra EP3 y entre EP1 contra EP4, a diferencia de los grupos G2 (EG de 36 semanas) y G3 (EG de 38 y 40 semanas) en donde sí se observan diferencias significativas entre esos valores, dándose por entendido que los valores de máxima energía (EP2 y EP3) muestran diferencias estadísticamente significativas ante las energías de los picos adyacentes. En (d) puede observarse la existencia de significancia estadística en las comparaciones de interés (RP1 contra RP2, RP2 contra RP3, RP3 contra RP4 e RP4 contra RP5) dentro de los tres grupos G1, G2 y G3. Así, los resultados muestran que no existe traslape significativo entre estos intervalos temporales.

En la tabla 7.6 se muestra el resumen de los resultados estadísticos (de forma parecida a la tabla 5, pero ahora enfatizando las comparaciones entre grupos) de los parámetros temporales, espectrales y de energía de los S1, obtenidos por medio de la prueba T (prueba T de varianzas iguales o Aspin-Welch (prueba T de varianzas desiguales) según sea el caso) para muestras independientes, considerándose de esta manera el análisis de dos muestras para las posibles combinaciones de los tres grupos por cada variable (G1 contra G2, G1 contra G3 y G2 contra G3). Los símbolos tipográficos asteriscos (sea *, ** o ***), señalan que se encontraron diferencias con significancia estadística ($p < 0.015$). Un asterisco indica una potencia estadística de entre 80 % y 100 % ($\alpha = 0.01$); dos asteriscos indican una potencia estadística de entre 60 % y 79 % ($\alpha = 0.01$);

Tabla 7.6 Resultados estadísticos de las comparaciones entre las características temporales, espectrales y de energía entre edades gestacionales. El fondo de color rojo indica que se realizó la prueba T para dos muestras de varianzas iguales. El fondo de color anaranjado indica que se realizó la prueba T por el método de Aspin-Welch. G1 (N = 347), G2 (N = 361) y G3 (N = 403).

a)

PARÁMETRO TEMPORAL										
	TP1		TP2		TP3		TP4		TP5	
Grupos	G2	G3	G2	G3	G2	G3	G2	G3	G2	G3
G1	*	**	*					***	*	*
G2		*		**						

b)

PARÁMETRO ESPECTRAL										
	FP1		FP2		FP3		FP4		FP5	
Grupos	G2	G3								
G1	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
G2		*		*		*		*		*

c)

PARÁMETRO DE ENERGÍA										
	EP1		EP2		EP3		EP4		EP5	
Grupos	G2	G3								
G1	*	*	*	*			*	*	*	*
G2		*		*				*		*

d)

PARÁMETRO TEMPORAL										
	RP1		RP2		RP3		RP4		RP5	
Grupos	G2	G3								
G1			***		*		*		*	
G2		**		*		*		*		*

*, ** o *** señalan significancia estadística ($p < 0.015$) para (a), (b), (c) y (d).

* indica una potencia estadística de entre 80 % y 100 % ($\alpha = 0.01$).

** indican una potencia estadística de entre 60 % y 79 % ($\alpha = 0.01$).

*** indican una potencia estadística de entre 40 % y 59 % ($\alpha = 0.01$).

tres asteriscos indican una potencia estadística de entre 40 % y 59 % ($\alpha = 0.01$). El fondo de color rojo muestra que el resultado se obtuvo por medio de la prueba T para dos muestras de varianzas iguales y el fondo de color anaranjado indica que se utilizó la prueba T para dos muestras de varianzas desiguales (método de Aspin-Welch). En (a) se aprecia que el único valor que muestra no tener significancia estadística entre sus grupos es TP3, en los demás tiempos, en por lo menos un par de grupos se muestra significancia estadística (notar que en TP4 se señala la menor potencia estadística entre los grupos G1 y G3, por lo que puede considerarse como una significancia no tan confiable). En (b) se aprecia que todas las frecuencias muestran tener significancia estadística entre sus grupos y en todas las diferencias estadísticamente significativas encontradas se obtuvo una muy buena potencia estadística (alrededor de los 100 %). En (c) puede notarse (de la misma manera que en (a)) que el único valor de energía en donde no se observa significancia estadística entre sus grupos es EP3 (uno de los valores de mayor energía, y el más estable), y la potencia estadística de las energías en donde sí se encontró significancia estadística es de entre 80 % y 100 %. En (d) se aprecia que en el intervalo temporal RP1 solo hay significancia estadística entre los grupos G2 y G3 (potencia estadística de entre 60 % y 79 %), y en RP2, RP3, RP4 y RP5 hay significancia estadística entre los grupos G1 y G2 y entre G2 y G3. Notar que la menor potencia estadística (de entre 40 % y 59 %) está dentro de RP2 en la comparación de sus grupos G1 y G2 (significancia no tan confiable).

8. DISCUSIÓN

La discusión se divide en tres secciones, primero se discute la relevancia de la metodología propuesta, luego se destaca la importancia de las mediciones de los eventos acústicos en S1 y, finalmente, su posible relevancia fisiológica.

8.1. RELEVANCIA METODOLÓGICA

La investigación presentada en esta tesis exploró, por primera vez, una representación de S1 (generada mediante el uso de la TWC) que permitió identificar un grupo de cinco eventos acústicos, cuyas características energía, tiempo, frecuencia fueron estudiadas en registros con diferentes edades gestacionales.

El estudio, realizado a través de diversos elementos que se tomaron de otros trabajos como soporte (que no han sido utilizados para el objetivo expuesto), ha producido una metodología que identifica con éxito eventos acústicos de alta energía en S1. Como resultado, la metodología implementada en este trabajo encontró un comportamiento definido y consistente de sus parámetros temporales, de energía y espectrales en una muestra de la población de fetos con un factor de riesgo de bajo a medio y en registros con diferentes edades gestacionales, aportes esenciales de esta investigación.

Los resultados mostraron que, tener una selección rigurosa de los sonidos S1 permitió descartar información que pudiera afectar en la medición de los parámetros, pues al tener estos criterios específicos en la metodología es más probable que se obtenga información relevante descartando elementos que pudieran contaminar, modificar y por consiguiente malentender la interpretación de lo obtenido. Esto se explica solo para la muestra seleccionada, pues como puede observarse, la selección rigurosa limita la cantidad de sonidos a analizar (sobre todo en la etapa de selección por morfología espectral), evidenciando la importancia de considerar una base de datos más amplia como solución.

La representación que se obtiene por medio del EEW se ha utilizado previamente para un estudio comparativo en la selección de la wavelet madre que mejor representa la información de los sonidos cardiacos en adultos (Ergen, Tatar and Gulcur, 2012), pero es la primera vez que se ha utilizado para el estudio de características temporales, espectrales y de energía de las vibraciones de S1. Además, al generar la representación de S1 por medio del EEW se encontró que el mínimo

absoluto B (generalmente localizado en el centro del sonido) podría usarse para identificar el inicio A del sonido. Esta idea, a pesar de ser un elemento que se tomó a partir de otro estudio (Djebbari and Bereksi-Reguig, 2011), es algo que no se había utilizado en el caso fetal. A diferencia de Djebbari, el presente estudio identificó este mínimo absoluto por medio del EEW, por lo que los resultados muestran morfologías diferentes, esto puede deberse tanto a la estrategia utilizada para obtener la representación del sonido como al hecho de que los sujetos de estudio en el caso de Djebbari son adultos y no fetos.

La morfología generada por el EEW en este trabajo, caracterizada por 5 picos de alta energía (en donde los de mayor energía p2 y p3 se encuentran separados por este mínimo B absoluto), muestra ser consistente con lo reportado por otros estudios (Reinhold and Rudhe, 1957; Luisada *et al.*, 1958; Laniado *et al.*, 1973). Luisada, en 1957, ha señalado a partir de observaciones en perros y humanos adultos, que el primer sonido cardíaco está dividido en tres fases: una fase inicial constituida por vibraciones de baja intensidad, una fase central compuesta de vibraciones de alta intensidad y una fase final formada por vibraciones de baja intensidad. Además, describe a la fase central como aquella donde se generan los eventos valvulares de apertura y cierre. Esta descripción se ajusta a lo observado en el EEW (p2 y p3) y refuerza la explicación de que lo que se ha obtenido en esta representación. Sin embargo, estos estudios no realizaron un análisis detallado (cuantitativo) sobre los eventos acústicos y no estudiaron su comportamiento temporal, espectral y de energía, y hasta la fecha no se ha encontrado un estudio en caso fetal donde se hayan analizado estos 5 picos a partir del FCGF, por lo que esta es una contribución importante del presente trabajo.

Con respecto a la etapa donde se implementó la extracción del parámetro temporal cuya referencia inicial está dada por el pico R fetal no se han encontrado metodologías que busquen obtener parámetros temporales haciendo uso del ECGF y el FCGF. No obstante, algunos estudios (Khandoker *et al.*, 2009; Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014; Alnuaimi, Jimaa and Khandoker, 2017) se han enfocado en formar estrategias para extraer información relativa a los intervalos sistólicos, pero mediante técnicas diferentes como el USD y el ECGF como referencia.

Tomando en consideración lo anterior, la metodología fue capaz de extraer 20 características (pertenecientes a parámetros temporales, espectrales y de energía) a partir de S1. A pesar de que no se realizó una prueba de redundancia (especialmente al notar que se tienen dos parámetros temporales), hay que recordar que las referencias A (inicio del sonido) y pico R (del QRS fetal) son diferentes fuentes de información temporal, por lo que la información que nos entrega cada

parámetro es distinta y esto se puede comprobar a partir de los hallazgos encontrados en TP y RP. Aun así, es necesaria una prueba formal para verificar efectivamente que no hay redundancia en la información extraída, para esto sería conveniente tener una muestra más representativa.

Aunque la presente metodología está diseñada para la extracción de características de S1, no se descarta la posibilidad de aplicarse para la extracción de las características del sonido S2, ya que análogo a S1, éste tiene contribuciones de alta energía que están relacionadas con el cierre de las válvulas aórtica y pulmonar. Para esto es necesario tener un registro adecuado que muestre claramente la información del sonido cardíaco fetal S2, realizar la exploración al igual que se hizo en S1 y verificar los posibles cambios en el algoritmo selector.

8.2. COMPORTAMIENTO DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LAS VIBRACIONES DE S1

A partir de los hallazgos encontrados, se reporta por primera vez en este trabajo el comportamiento de las características extraídas (TP, RP, EP y FP), generadas a partir de la TWC y la representación tiempo-frecuencia del sonido cardíaco fetal (S1).

Con respecto al parámetro TP, los resultados muestran que la representación EEW permite identificar claramente los tiempos de cada pico, y cuyo comportamiento reducción/aumento de TP1 seguido de TP2, TP3, TP4 y TP5 sugiere que el sonido S1 puede ser generado a partir de una fuente que consta de elementos interrelacionados y esto puede notarse al observar la figura 7.3(a) y la tabla 7.1, pues la misma equidistancia de los picos permite evidenciar los trazos en cada característica, comprobándose de este modo que no existe superposición entre estos, y por consiguiente identificando a cada etiqueta independiente de la otra. A pesar de la tendencia reducción/aumento que se sigue de un valor a otro, existen diferencias particulares en el comportamiento de cada tiempo, por ejemplo, el incremento de la DE a medida que se observa cada pico (por orden de aparición), revela un aumento sucesivo en la dispersión de cada elemento de alta energía el cual puede estar relacionado a la forma en que se propaga el sonido, a las características físicas (mecánicas) de la fuente generadora del sonido o puede ser generado por la propia fisiología del evento bajo estudio.

Ahora, con respecto al comportamiento entre grupos, la estabilidad de TP3 coincidente con la estabilidad en EP3, puede estar dada debido a que ambas características son obtenidas a partir de la misma representación (EEW), por lo que esto permite identificar la relación que existe entre

diferentes parámetros que describen el mismo fenómeno acústico. Con respecto a lo que podría estar afectando al resultado de la DE, por ejemplo, la razón por la que es mayor en G2, puede estar influenciada por el número de pacientes comparado con el de los otros grupos, esto puede comprobarse al observar el grupo G2 es el que cuenta con mayor número de sujetos.

Al igual que TP, RP muestra estos aumentos/reducciones pese a que se obtiene a partir de una referencia diferente, del mismo modo, al no existir superposición entre estos, se identifica a cada etiqueta independiente de la otra. A diferencia de TP, RP muestra otros comportamientos distintos y la razón puede deberse a que las referencias temporales son distintas, sobre todo porque en este caso se trata de una referencia externa al mismo sonido (pico R, a partir del ECGF). Esta misma razón puede explicar la existencia de una similitud entre G2 y G3 (comportamiento en donde parece que hay una separación en G2 y G3, figura 7.3 (d)). Dicha separación pareciera que está dada por un incremento entre intervalos, sin embargo, en la tabla 7.4 se aclara que es debido a su dispersión, pues las DEs G2 y G3 son menores que en G1.

Comparando los promedios de ambos parámetros temporales (promedio TP > promedio RP), a pesar de que aparentemente TP pareciera ser menor (figura 7.3 (a) y (d)) debido al efecto visual que muestra la separación de valores en los grupos G2 y G3 (figura 7.3 (d)), los resultados indican que la posición temporal de la referencia A, al encontrarse antes que la posición temporal de la referencia del pico R, los promedios generados en TP son siempre mayores a los promedios RP (tablas 7.1 y 7.4). Por otro lado, cuando se decide obtener la referencia a partir del mismo sonido existe (inicio A) existe menos dispersión que cuando se decide por la referencia del evento eléctrico (pico R). Se considera que las razones son debidas a la propia fisiología del evento bajo estudio, pues es evidente que el comportamiento local del sonido es muy diferente a un comportamiento cuya referencia recae en un fenómeno eléctrico (diferente a un fenómeno acústico). Esto mismo podría explicar los comportamientos que se dan dentro del parámetro temporal. Por ejemplo, como las DEs de los grupos en RP (donde es mayor en G1), cuando se compara entre grupos, donde el promedio de G2 es mayor que los otros grupos y en donde G1 y G3 parecen tener valores equivalentes.

Tomando en cuenta los dos primeros picos (segmento AB de S1) los valores RP1 y RP2 muestran solo una diferencia significativa entre los grupos G2 y G3, mientras que para los picos restantes (segmento BC de S1) los valores RP3, RP4 y RP5 muestran diferencias estadísticas entre los grupos G1 contra G2 y G2 contra G3, viéndose una clara tendencia en este segundo segmento

BC de S1. Esto se atribuye posiblemente a la propia fisiología del evento bajo estudio, ya que parece haber un patrón característico en ambos segmentos del sonido (AB y BC), sin mencionar que se observa la evidente equivalencia entre los grupos G1 y G3 de cada valor RP.

Los picos p2 y p3 son siempre los de mayor energía, esto es así desde que se estableció el criterio para etiquetar a estos elementos de alta energía, criterio energético que establece que los dos picos de máxima energía se etiquetan como p2 y p3. Al encontrar que los picos p1 y p4 son los de mediana energía, se sospecha que comparten alguna relación al caer en el mismo rango de valores (sobre todo en G1 donde no se encontró significancia estadística, tabla 7.3). Esto puede ser posible ya que los resultados muestran una simetría en el comportamiento de los valores, y esto puede constatarse en la morfología de algunas de las representaciones EEW del sonido S1 (figura 7.1(b)). Si se toma el punto B como referencia para segmentar el sonido en dos partes, se puede ver claramente una simetría en los segmentos tanto de A B, como de B a C. Lo interesante aquí (a pesar de la aparente equivalencia entre p2 y p3 como de p1 y p4), y algo que no puede apreciarse directamente en el comportamiento de la serie temporal, pero si en los resultados de la tabla 7.3, es que en los grupos G2 y G3 tanto p2 contra p3, como p1 contra p4 muestran significancia estadística. Este comportamiento puede explicarse por el número de sujetos que hay en cada grupo. Debemos recordar que los dos registros que pertenecen al grupo G1, fueron tomados del mismo sujeto, por lo que posiblemente esto puede influenciar en los resultados encontrados en G1 donde no se encontró diferencia significativa entre EP2 y EP3, así como entre EP1 y EP4, a comparación de G2 y G3 cuyos registros pertenecen a distintos sujetos.

En un inicio se podría pensar que la razón por la que DE EP1 siempre es mayor que la de los demás valores, es por la naturaleza mecánica relacionada a la propagación de la información acústica, sin embargo, al notarse nuevamente esta relación entre comportamientos, donde la DE EP2 contra la de EP3 y la DE EP1 contra la EP4 es muy semejante debido a la cercanía en sus valores (ver tabla 7.3), posiblemente este comportamiento puede ser generado por la propia fisiología del evento bajo estudio.

El promedio $G1 > G3 > G2$ implica posiblemente una relación con el número de sujetos por cada grupo. El grupo G1 al tener dos registros que pertenecen a un sujeto, el grupo G3 al tener dos registros a partir de dos sujetos y G2 al tener 5 registros pertenecientes a distintos sujetos señala una clara relación con referencia a sus promedios.

La estabilidad de EP3 posiblemente se deba a la relación que existe con el elemento de máxima energía, de acuerdo con lo señalado por la tabla 7.3. Mientras que la DE mayor en G2 para EP1, EP2, EP3 y EP4 puede deberse, nuevamente, al número de sujetos en este grupo, aunque parece extraño que EP5 no entre dentro de este comportamiento (DE de EP5 menor en G2), por lo que esto podría implicar posiblemente otro factor que influya en este comportamiento.

La equivalencia de los valores en FP (figura 7.3 (c) y tabla 7.3), probablemente se deba a la filtración de la información en el FCGF, que está por arriba de 60 Hz (Jiménez-González, 2010). Es decir, como se mencionó en el planteamiento del problema, los contenidos de frecuencia de S1 aún siguen sin coincidir entre los estudios (con valores centrales entre 23 y 70 Hz) (Chetlur *et al.*, 2017), y al notar el ancho de banda donde recae la representación de frecuencia de los S1 analizados (15 – 60 Hz), es de esperarse que ese contenido en frecuencia faltante forme parte de una pérdida información de origen fetal. Al reducirse el ancho de banda, la probabilidad de tener diferencias entre las frecuencias de los picos se reduce. Estos resultados llaman la atención, ya que no se esperaba que hubiera tal equivalencia o superposición entre los valores FP. Pues al haber diferencias entre sus energías, lo lógico era esperar diferencias entre sus frecuencias. No obstante, a pesar de estos resultados señalados (al compararse entre picos consecutivos), cuando se comparan entre grupos se aprecian estos cambios que incluso son coincidentes con los cambios mostrados en las energías. Es posible que la representación usada para generar los valores FP sea un factor más que influya en la recuperación de la frecuencia de cada elemento acústico. También se debe tomar en cuenta la impedancia acústica como factor importante en la pérdida de información.

Ahora, independientemente de la posible pérdida de información a partir de los 60 Hz, en (Nagel, 1986b) se reporta que el uso de los picos máximos de la DPE como una referencia para extraer los valores espectrales no siempre es lo más eficiente para encontrar los cambios en la EG, por lo que, al utilizar el 80 % de la integral de la potencia espectral (como referencia) resolvieron ese problema. Esta observación muestra una ventaja de la técnica implementada en el presente proyecto, pues al usar las frecuencias de los picos máximos si se observaron esos cambios en la EG (evidenciando la importancia del método). No obstante, considerando lo señalado por Nagel, cabe la posibilidad de que estos cambios entre picos consecutivos no se vean reflejados debido a la misma referencia usada, por lo que, implementar una estrategia como la recomendada por Nagel, tratándose de buscar los cambios entre picos consecutivos, posiblemente si encontremos esas

diferencias. Para esto se necesitarían hacer más estudios y es algo que se podría considerar para trabajo a futuro.

Así, a pesar de no señalarse significancia estadística entre los valores consecutivos, se identifica un comportamiento en la DE, este es, la DE de FP3 es la menor mientras que la DE de FP5 es mayor en los 5 picos. Es interesante notar como el valor de mayor amplitud (EP3) corresponde a una DE menor en FP3, y como el valor de menor energía (EP5) corresponde con aquel de mayor DE en FP5. A pesar de que estas DE en las frecuencias sean ligeramente diferentes cabe mencionar la relación existente. Dicho esto, es posible que esto implique un aspecto más controlado o estable en FP3 a comparación de FP5 lo que provoque dichas diferencias en las DEs.

Con respecto a la comparación entre grupos promedios de FP ($G1 > G3 > G2$) se observa la misma consistencia que en EP. Esto podría deberse a la evidente relación que comparten y que hay en las características energía-frecuencia, y que se ven reflejadas claramente al compararse entre grupos.

De acuerdo con los resultados, la DE en FP2 y FP3 ($G1 > G3 > G2$) y la DE en FP4 y FP5 ($G2 > G1 > G3$). Esto implica la similitud que hay en FP2 y FP3, así como la similitud en FP4 y FP5 con respecto al comportamiento en la dispersión de sus datos cuando se comparan entre grupos. Dichos patrones muestran posiblemente un comportamiento generado por aspectos fisiológicos del evento bajo estudio.

8.3. IMPORTANCIA FISIOLÓGICA DE LOS EVENTOS ACÚSTICOS ENCONTRADOS EN S1

A partir de los hallazgos encontrados, aceptamos la hipótesis general que establece que dada la alta resolución T-F proporcionada por la TWC, se puede generar una representación del S1, donde es posible identificar eventos acústicos cuyas características de intensidad, tiempo y frecuencia pueden ser cuantificadas.

Las mediciones RP guardan relación con las obtenidas por (Khandoker *et al.*, 2009), (Mensah-Brown *et al.*, 2010) y (Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014), quienes señalan que mediante el análisis de la señal Doppler se pueden distinguir eventos cardíacos que proporcionan información clínica valiosa con potencial para un mejor reconocimiento del compromiso y sufrimiento fetal. Además, se pueden utilizar como marcadores sensibles para evaluar el rendimiento cardíaco fetal. En (Khandoker *et al.*, 2009) encontraron, en fetos normales, que los intervalos a partir de la onda Q

del complejo QRS del ECGF a la apertura de la válvula aórtica, Q-Ao, fue 79.3 ± 17.4 ms (media \pm DE). Para el cierre de la válvula mitral, Q-Mc, se encontró 27.7 ± 9.4 ms (media \pm DE). Mientras que en (Mensah-Brown *et al.*, 2010) utilizando magnetocardiografía fetal y USD pulsado simultáneamente, obtuvieron (en fetos normales) mediciones PEP, usando (1) el inicio del fluido a través de la válvula aorta versus (2) apertura aórtica (denominados clics de la válvula), Q-Ao, estos fueron 58.3 ± 6.3 ms y 58.6 ± 4.5 ms (media \pm DE) respectivamente. Por otro lado, en (Marzbanrad *et al.*, 2014), analizaron los cambios de los intervalos cardíacos para tres grupos de edad fetal: 16-29, 30-35, y 36-41 semanas. Así, se tiene que el EDT, de Q al cierre de la válvula mitral (Q-Mc), fue de 25.3 ± 4.8 ms, 24.2 ± 5.5 ms y 26.4 ± 4.0 ms (media \pm error estándar) respectivamente para cada grupo de EG, y el PEP (Q-Ao) fue de 61.7 ± 4.8 ms, 59.9 ± 5.2 ms y 64.0 ± 4.0 ms (media \pm error estándar) respectivamente para cada grupo de EG. Siendo PEP, de los fetos con 36 a 41 semanas significativamente ($p < 0.05$) diferentes de otros grupos de EG. Desde otro punto de vista, usando todo el conjunto de datos (a partir de 45 fetos), se tienen mediciones a partir de la onda R. Para el cierre de la válvula mitral (R-Mc) se encontró 14.3 ± 2.3 ms (media \pm error estándar) y para la apertura de la válvula aórtica (R-Ao) 51.1 ± 3.4 ms (media \pm error estándar).

Como puede percatarse el lector, estos autores expresan distintos valores centrales que van desde 14.3 ms a 38.7 ms (dependiendo de la EG y su referencia (Q y/o R)) para Mc, y de 51.1 ms a 79.3 ms (igualmente, dependiendo de la EG y su referencia (Q y/o R)) para Ao. Estos valores coinciden con las mediciones obtenidas en el presente trabajo. Considerando el conjunto de datos, los valores centrales de (Khandoker *et al.*, 2009) y (Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014) para Mc, se acercan a las mediciones centrales de RP1 (27.2 ± 12.4 ms) y RP2 (42.3 ± 12.5 ms), mientras que para Ao, los valores centrales de (Mensah-Brown *et al.*, 2010), (Khandoker *et al.*, 2009) y (Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014) se acercan a las mediciones centrales de RP3 (57.6 ± 12.7 ms) y RP4 (73.0 ± 12.9 ms).

En lo que respecta a la relación entre edades gestacionales, en este estudio se presenta la siguiente tendencia para todos los valores de RP: G1 (33 semanas) son bajos, aumentan en G2 (36 semanas) y disminuyen en G3 (38 y 40 semanas), posicionando de esta manera a G2 (36 semanas) con los valores más altos. En particular a partir de RP3, G2 fue significativamente diferente de los otros grupos. En cambio, Marzbanrad *et al.* (Marzbanrad *et al.*, 2013), tanto en el EDT (Q-Mc) como en el PEP (Q-Ao), señalan un incremento conforme los grupos de EG aumentan, esto es,

valor bajo en la gestación temprana (16-28 semanas), valor medio en la gestación media (29-35 semanas) y valor alto en la gestación tardía (36-41 semanas). Por otra parte, Marzbanrad et al. (Marzbanrad *et al.*, 2014), tanto en el EDT (Q-Mc) como en el PEP (Q-Ao), señalan un valor alto en el grupo de EG 16-29, disminuyen en el grupo de EG 30-35 e incrementan en el grupo de EG 36-41, siendo el grupo de EG 30-35 el valor más bajo. Aparentemente los resultados del presente estudio coinciden con la tendencia que hay entre las EGs 33 y 36 (menores en 33 y mayores en 36), de acuerdo a las agrupaciones propuestas por Marzbanrad et al. (Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014), sin embargo entre EGs 36, 38 y 40 no se pueden distinguir debido a que en Marzbanrad et al. (Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014) las EGs 36, 38 y 40 pertenecen a una misma agrupación mientras que en el presente estudio se separa la EG 36 de las EG 38 y 40.

Cabe mencionar que las señales acústicas y el método de análisis utilizados para generar estos resultados difiere a la de los autores antes mencionados. Mientras que aquí se hace uso de señales fonocardiográficas y de la TWC, Khandoker et al. (Khandoker *et al.*, 2009), Mensah-Brown et al. (Mensah-Brown *et al.*, 2010) y Marzbanrad et al. (Marzbanrad *et al.*, 2013, 2014) emplean señales de USD y otras técnicas de procesamiento, como el análisis wavelet multiresolución y la descomposición de modo empírico para la identificación de los eventos cardíacos. Además, de acuerdo a lo resumido en (Alnuaimi, Jimaa and Khandoker, 2017), todos estos estudios en los que se utilizó USD cuentan con una gran cantidad de sujetos (lo que lo hace más confiable con respecto a las edades gestacionales), sin embargo estos no cuentan con una serie temporal lo suficientemente amplia como para observar comportamientos y cambios que se desarrollen a lo largo del tiempo.

En términos de las mediciones FP de S1, hasta donde se sabe, aún no ha habido un acuerdo con lo que se ha reportado (Nagel, 1986b, 1986a; Baskaran and Sivalingam, 1996; Zahorian, Zuckerwar and Karnjanadecha, 2012; Chetlur *et al.*, 2017) referente al contenido espectral de S1, extraído a partir del FCGF. Además, no existen detalles sobre valores específicos que indiquen las frecuencias instantáneas de los eventos acústicos cardíacos fetales. Ahora bien, lo que sí se ha encontrado, en coincidencia con lo que aquí se observó, son tendencias en los cambios espectrales de S1 con la EG y/o con grupos de EG. Por ejemplo, de acuerdo a lo resumido en (Chetlur *et al.*, 2017), Nagel encontró que para el S1 en las EG 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40 y 41 las frecuencias centrales fueron de 35 Hz, 48 Hz, 55 Hz, 64 Hz, 70 Hz, 64 Hz, 60 Hz, 45 Hz, 36 Hz, 33 Hz, 34 Hz y 31 Hz respectivamente, lo que marca un incremento de la EG 30 hasta la EG 34 y

luego un decremento en las frecuencias conforme sigue aumentando la EG. Talbert et al., Jensen y Kobayashi et al., sin especificar la EG, cada estudio encontró que las frecuencias centrales de S1 son 30 Hz, 40 Hz y 50 Hz respectivamente. Peña et al., encontraron frecuencias centrales de 45 Hz, y Chourasia et al. de 25 Hz, ambas para un grupo de EG de 32 a 40. Nótese que pese a ser el mismo grupo de EG, ambos estudios obtuvieron diferentes frecuencias. Zuckerwar et al., en cambio, encontraron una frecuencia de 23 Hz para un grupo de EG de 34 a 40 (cercano a lo señalado por Chourasia et al.). Por otro lado Tan et al. Encontraron una frecuencia de 46.1 Hz para la EG 37. Por último, Cesarelli et al, a partir de señales simuladas encontraron decrementos en la frecuencia central conforme aumenta la EG, esto es, para las EG 34, 35, 36, 37, 38, 39 y 40 se tienen frecuencias centrales de 53.55 Hz, 45.44 Hz, 41.59 Hz, 39.39 Hz, 37.91 Hz, 37.52 Hz y 36.89 Hz respectivamente.

En general, a partir de los resultados encontrados por los autores antes mencionados, el intervalo de frecuencias centrales oscila entre los 23 Hz a los 70 Hz para el sonido S1 (Chetlur *et al.*, 2017). Por otra parte, los resultados en este estudio identificaron valores cuantitativos sobre eventos acústicos contenidos en S1 (FP1, FP2, FP3, FP4 y FP5). A pesar de no encontrar diferencias (sin significancia estadística) entre sus frecuencias instantáneas, se identificaron cambios (con significancia estadística) entre sus grupos de EG, estos son (aproximadamente por cada variable FP) 35.1 Hz, 30 Hz y 32.4 Hz para G1, G2 y G3 respectivamente (ver tabla 7.2). Lo que confirma los cambios espectrales como función de la EG, comportamiento reportado por Nagel y Cesarelli et al., aunque, inesperadamente con una tendencia diferente. Además, como era de esperarse, estas mediciones FP extraídas a partir del método propuesto, se encuentran dentro del rango de las frecuencias (de 23 Hz a 70 Hz) encontradas por los autores antes mencionados. Por esta razón es lógico pensar, sin lugar a duda, que toda esta información obtenida pertenece a información espectral subyacente a S1.

Con relación a las discrepancias encontradas con los autores, se sabe que la presentación fetal (posición fetal) impacta directamente en los resultados de los valores espectrales. En general la posición fetal puede desempeñar un papel dominante en la determinación de las características de los SCF, en particular las frecuencias centrales. A pesar de que los movimientos fetales son impredecibles (Zizzo *et al.*, 2020), se sabe que, a mediados del tercer trimestre el feto generalmente se asentará en una posición con la cabeza hacia abajo conocida como vértice (Zahorian, Zuckerwar and Karnjanadecha, 2012; Chetlur *et al.*, 2017). Así mismo, la posición del vértice se puede

clasificar en dos posiciones fetales (1) una en donde la fuente de la señal acústica fetal se propaga a través del líquido amniótico hasta la superficie abdominal materna para llegar al sensor de superficie y (2) otra donde la fuente de la señal acústica está muy cercana a la superficie abdominal. Dependiendo de estas presentaciones fetales el rango de frecuencias en el que se detecta la señal puede cambiar (Zahorian, Zuckerwar and Karnjanadecha, 2012). De ser así, al contar con fetos que pertenecen al tercer trimestre (33-40), los resultados del presente estudio nos llevan a pensar que una de las razones de los cambios espectrales que se encontraron en los grupos de EG (G1, G2 y G3), probablemente se deba a la influencia de la presentación fetal (la cual se desconoce). Esto podría explicar también el comportamiento de G2, el cual es un grupo que está a mediados del tercer trimestre y en donde se descartaron muchos sonidos. Una vez más se evidencia la importancia del método, puesto que es probable que la mayoría los sonidos S1 descartados en G2 provengan de señales influenciadas por los movimientos fetales (considerados artefactos) característicos en esa etapa del desarrollo (ajuste hacia la posición vértice). Sumado a lo anterior, hay que considerar que estos autores emplearon técnicas diferentes a la propuesta en este trabajo, para la medición de la información espectral, por ejemplo, como los picos a partir de la DPE o aquella frecuencia hasta la cual está contenida el 80 % de la potencia total de la señal (80 % de la integral de la potencia espectral).

Con respecto a las mediciones EP, hasta donde se ha reportado, no hay mucha información cuantitativa acerca de valores referidos a la energía de los eventos acústicos cardíacos fetales extraídos a partir de señales fonocardiográficas, no obstante se rescatan algunos estudios (realizados en humanos y animales) que describen las características de los componentes del sonido cardíaco S1 (Reinhold and Rudhe, 1957; Luisada *et al.*, 1958; Laniado *et al.*, 1973; Felner, 1990). Ya desde 1957 se estudia la naturaleza del primer sonido cardíaco y sus componentes relacionados con los eventos del ciclo cardíaco. Reinhold y Rudhe, a partir de señales fonocardiográficas (pertenecientes a adultos jóvenes y niños sanos) y simultáneamente usando electroquimogramas, encontraron que el sonido S1 se divide en 4 componentes: un componente inicial de baja amplitud en comparación con los dos componentes mayores (los de mayor amplitud), y posteriormente un componente final de baja amplitud. Además, se encontró, mediante la comparación con el electroquimograma auricular izquierdo y derecho, que estos dos componentes mayores se correlacionan con el momento del cierre de las válvulas mitral y tricúspide respectivamente. También sugieren que la apertura de las válvulas semilunares ocurre

después de los componentes de mayor energía. Posteriormente, Luisada et al. Investigaron los mecanismos de los sonidos cardíacos mediante experimentos con animales (perros) utilizando fonocardiograma intracardíaca (un método invasivo), asimismo, confirmaron lo observado en registros fonocardiográficos de sujetos normales (humanos). Ellos encontraron que el primer sonido está formado por tres fases, (1) una fase inicial de baja intensidad debida por la tensión miocárdica, (2) una fase central debido a los eventos valvulares y (3) una fase final debido a fenómeno vascular. La fase central contiene al menos 4 vibraciones, las cuales corresponden al movimiento de las 4 válvulas: cierre mitral, cierre tricúspide, apertura pulmonar y apertura aórtica. Además, enfatizan que el cierre de las válvulas mitral y tricúspide ocurre una después de la otra y coincide con dos grandes vibraciones del fonocardiograma. Después, Laniado et al., en 1972 describen el mecanismo de producción de S1 a partir de estudios en perros a pecho abierto encontrando aún más detalles acerca de la relación temporal entre los mayores componentes de S1. Ellos demuestran (lo señalado por otros autores) que el primer componente mayor de S1 coincide con dos eventos simultáneos: cese del flujo mitral y el cierre de la válvula. Más adelante, Felner en 1990, con el desarrollo de la tecnología y el reciente uso de la ecocardiografía y técnicas intracardíacas, se sabe que, en el adulto, S1 consiste principalmente de dos elementos mayores temporalmente relacionados con el cierre de la mitral y tricúspide (Felner 1990).

Considerando lo anterior, podemos decir que a partir del fonocardiograma, S1 se constituye principalmente de 4 componentes (centrados en S1), dos de los cuales (los de mayor energía) están relacionados temporalmente con el cierre de las válvulas AV en el siguiente orden: Mc y Tc, y cuya descripción (con respecto a la energía) coincide con los valores EP2 y EP3 que son consistentemente los valores de mayor energía. Posteriormente, se sugiere que los otros dos componentes de baja amplitud (en comparación con los dos componentes mayores) pertenecen a la apertura de las válvulas semilunares, Ao y Po (y estos ocurren después de los componentes de mayor energía). Por lo tanto, esta descripción es consistente con los valores EP4 y EP5 los cuales son valores que contienen menos energía que EP2 y EP3 y además ocurren después de estos. Ahora, ¿qué pasa con el componente inicial?, hay que recordar que Reinhold y Rudhe encontraron un componente previo a los de mayor amplitud, y cuya amplitud es menor a estos. Por otra parte, Luisada et al., describe que antes de los eventos valvulares se encuentra una fase inicial de baja intensidad causada por la tensión miocárdica. Posteriormente Felner explica que fisiológicamente un evento que no es valvular pasa antes del cierre de la Mc, y probablemente este elemento (o

vibraciones) esté relacionado a vibraciones causadas por el retroceso repentino del flujo sanguíneo (a través de la cavidad AV) causado por la súbita contracción del ventrículo. En consecuencia, EP1 al ser de menor amplitud que EP2 y EP3 y ocurrir antes que estos, guarda relación con lo descrito por Reinhold y Rudhe, y Luisada et al. (desde un punto de vista energético). Englobando lo que se ha mencionado, las descripciones realizadas por los autores señalan que existe un primer componente que no es valvular y posteriormente 4 componentes que corresponden a eventos valvulares, estos son: Mc, Tc, Ao y Po (en donde Mc y Tc son los de mayor energía). Estos resultados guardan relación con las descripciones energéticas encontradas en EP1, EP2, EP3, EP4 y EP5 (en donde EP2 y EP3 son los de mayor energía).

Adicionalmente, en contexto con algunas consistencias (o tendencias) encontradas en los valores, en (Chetlur *et al.*, 2017) se señala que en S1, el componente mitral es ligeramente más alto que el componente tricúspide. Sin embargo, ésta parece ser una descripción más acertada para el comportamiento en adultos, donde el ventrículo izquierdo tiene predominancia sobre el derecho. Por el contrario, si consideramos la configuración paralela de la circulación fetal, el ventrículo derecho tiene mayor predominancia debido a la resistencia vascular en la arteria pulmonar principal, el conducto arterioso, la aorta descendente y la resistencia combinada de las circulaciones fetoplacentarias, mientras que la poscarga ventricular izquierda está determinada especialmente por la resistencia vascular en la aorta ascendente y la circulación braquiocefálica (Baschat and Gembruch, 2009). Por lo tanto, en el caso fetal, tiene sentido pensar que la contribución de mayor energía puede estar dominada por el elemento relacionado temporalmente con el cierre de la válvula tricúspide. Lo cual es coincidente con el elemento de alta energía EP3 (que es ligeramente mayor que EP2 en los grupos G2 y G3). Si bien, esto no aclara el comportamiento contrario en G1, donde EP2 es ligeramente mayor a EP3 (sin significancia estadística), en (Fernández Pineda *et al.*, 1996) se hace mención de algunas consideraciones interesantes. La determinación de las dimensiones cardíacas constituye un punto de referencia importante en el estudio cardíaco fetal ya que el corazón fetal es un órgano en crecimiento (Fernández Pineda *et al.*, 1996). Además, como se mencionó anteriormente, se saben de los cambios en las características del FCGF con la madurez fetal (Nagel, 1986b). Respecto a los diámetros ventriculares, Fernández Pineda encontró que en un grupo de fetos más pequeños existe un leve predominio del ventrículo izquierdo sobre el derecho, relación que se invierte en un segundo grupo de fetos con mayor EG, donde se demuestra la dominancia, ligeramente mayor, del

ventrículo derecho sobre el izquierdo. Además de comprobar la relativa dominancia del corazón derecho in útero, también señalan que la relación VD/VI, cambiante a lo largo de la gestación, puede ser consecuencia de los cambios que se producen en las resistencias vasculares placentarias a lo largo del desarrollo intrauterino. Estos cambios y comportamientos que se dan a lo largo de la gestación coinciden con los comportamientos que se dan en EP2 contra EP3, pues en G1, EP2 es ligeramente mayor a EP3 (sin significancia estadística), mientras en G2 y G3 (grupos de fetos con mayor EG) la dominancia se invierte siendo EP3 ligeramente mayor a EP2 (con significativa estadística).

Ahora, partiendo de la consistencia encontrada entre FP y EP, también se ha sugerido que existe una relación directamente proporcional entre la energía y la frecuencia. Reinhold menciona que los dos componentes de mayor amplitud parecen contener vibraciones de alta frecuencia más que los componentes inicial y final, en los que predominan vibraciones de más baja frecuencia. A nivel del sonido en general, Felner 1990 señala que un sonido más notorio conlleva a una mayor frecuencia, esto lleva a pensar que probablemente exista una relación entre la energía del sonido y la frecuencia de sus vibraciones. Estas relaciones que se esperaba encontrar en los resultados de FP no se encontraron al compararse los resultados de las frecuencias entre picos consecutivos, no obstante, se encontraron en el comportamiento al compararse entre EGs diferentes, y esto se puede comprobar en los resultados al ver que los cambios entre EGs en EP y FP siguen la misma tendencia (excepto para EP3).

Con relación al comportamiento donde los grupos de RP (iniciando con valores bajos en G1, incrementan en G2 y luego decrecen en G3) parecen tener una tendencia invertida a la de FP, se ha documentado que, mediante ECGF y magnetocardiografía fetal, los análisis en el dominio del tiempo así como aquellos en el dominio espectral son afectados por movimientos fetales (Zizzo *et al.*, 2020). Además en (Maeda, 2004) se indica que el estado del comportamiento fetal está relacionado con el comportamiento de la frecuencia cardíaca (y por ende, en el comportamiento de la actividad cardíaca), también se reporta que antes de la semana 36 de gestación el porcentaje del estado de actividad fetal no es estable. Si a esto le sumamos lo descrito anteriormente con respecto al asentamiento hacia la posición de vértice (a mediados del tercer trimestre) (Zahorian, Zuckerwar and Karnjanadecha, 2012; Chetlur *et al.*, 2017), en RP se enfatizan los siguientes comportamientos: (1) el comportamiento tan peculiar que se ha observado en G2 (en el parámetro FP) puede estar relacionado también al comportamiento en G2 visto en el parámetro temporal RP,

y esto podría ser debido a una posible influencia del estado del comportamiento fetal en conjunto con el asentamiento hacia la posición de vértice. (2) El comportamiento que existe en la serie temporal RP (ver figura 7.3 (d)), donde se observa mayor variación en G1 (EG 33) que en los grupos G2 y G3, parece tener relación con la inestabilidad del estado de actividad fetal antes de la semana 36 y esto se comprueba en (la tabla 7.4), pues G1 es la que tiene mayor DE.

Por último, pero no menos importante, se ha encontrado que Mc y Tc pueden ocurrir simultáneamente en algunos ciclos cardíacos (Luisada *et al.*, 1958), si esta característica pudiera suceder en el caso fetal, esta descripción puede explicar aquellas morfologías (escasamente encontradas) en donde pareciera que hay un pico central con mayor energía que excede a la de los demás picos.

Por todo lo anterior, considerando las observaciones temporales, espectrales y de energía (así como los comportamientos en diferentes EGs) que han descrito los autores (aquí mencionados) con respecto a estos eventos acústicos pertenecientes al S1 y que han sido comparados con los resultados de este trabajo, se especula (al tratarse del caso fetal) que probablemente p2, p3, p4 y p5 sean eventos acústicos relacionados al cierre y apertura de las válvulas cardíacas en el siguiente orden: Mc, Tc, Ao y Po. Asimismo, se supone, bajo una deducción lógica (considerando lo descrito por otros autores), que probablemente p1 no es un evento valvular, y es posible que esté relacionado a la súbita contracción del ventrículo justo antes del cierre de la válvula mitral. Por consiguiente, al identificar cifras de 20 características, contamos con información detallada sobre los componentes acústicos de S1 que, en el futuro, podrían coadyuvar a incrementar la comprensión de su comportamiento durante el embarazo y llevar a S1 a un potencial diagnóstico para la valoración fetal. Para esto se necesita realizar más investigación y corroborar que, efectivamente, estos eventos acústicos (p2, p3, p4 y p5) pertenecen a eventos valvulares.

8.4. LIMITACIONES

- Tener una muestra de fetos considerados de bajo a medio riesgo no implica uniformidad en la condición fetal.
- A pesar de las ventajas metodológicas, se sabe que la selección cuidadosa de los sonidos S1 limitó la cantidad de los sonidos a analizar. Esto fue principalmente porque no se

contaban con un número de sujetos lo suficientemente grande como para tener una base de datos más representativa.

- La TWC contó con la resolución suficiente para extraer información relevante de S1, sin embargo, debido a las limitaciones computacionales el procesamiento automático tiende a demorarse.
- A pesar de los hallazgos encontrados con respecto al comportamiento de las características TFE extraídas de S1, no se realizó una prueba formal de redundancia para verificar la validez de la información que nos entrega cada parámetro.

8.5. TRABAJO A FUTURO

Diversos estudios enfocados en el análisis de los SCF han sido parte de una línea de investigación que se siguen desarrollando hasta la fecha por nuestro grupo de trabajo dentro del Laboratorio de Ingeniería de Fenómenos Fisiológicos Perinatales (LIFFPPer). El presente proyecto es parte integral de otras investigaciones, por lo que contribuye con los estudios que se realizan actualmente. De este modo, se plantean algunas recomendaciones como trabajo a futuro.

- Establecer ciertas condiciones para corroborar y mejorar el análisis y/o planteamiento, por ejemplo:
 - Tener una base de datos más amplia que me permita extraer más SCF, esto es, mayor duración del registro fonocardiográfico permitirá tener más SCF disponibles.
 - Tener más sujetos de prueba con distintas EGs que permitan la extracción de más registros a analizar. Además de hacer más representativa la muestra, esto ayudará a tener una mejor proporción de sujetos por cada grupo y también facilitaría una mejor agrupación por EG.
 - Se recomienda que la muestra se lo mas uniforme posible, es decir, tener una muestra que indique una condición fetal específica, por ejemplo, fetos sanos o fetos en riesgo.
 - Es importante mencionar que, para corroborar nuestras suposiciones con respecto al origen de las vibraciones, es necesario, además de contemplar lo antes mencionado, comparar nuestros resultados contra imágenes de ultrasonido. Para esto se debe incluir una medición simultánea con USD que servirá como referencia.

- Aunado a lo anterior, para atender el origen de las posibles discrepancias que existen en la literatura con respecto al contenido en frecuencia de los SCF, es importante incluir información sobre la presentación fetal, esto ayudará a mejorar las mediciones.
- Mejorar la identificación de los cambios espectrales entre picos consecutivos (metodológicamente hablando, como se mencionó en la discusión). Aprovechando la resolución del presente método y tomando como punto de partida el trabajo de Nagel, en lugar de usar las frecuencias asociadas a los picos de interés, sería interesante explorar los coeficientes wavelet asociados a los picos de interés, después generar la representación de frecuencia a partir de esos coeficientes y por último tomar otra referencia para la extracción de las frecuencias, como el 80 % de la integral de cada espectro.
- Implementar el método y sus consideraciones en la extracción de las características del sonido S2. Análogo a lo que se realizó en S1, es necesario tener un registro adecuado que muestre claramente la información del sonido cardíaco fetal S2, realizar la exploración al igual que se hizo en S1 y verificar los posibles cambios en el algoritmo selector.
- Una vez considerando lo anterior, es importante realizar una prueba formal de redundancia para verificar la validez de la información que nos entrega cada característica extraída.

9. CONCLUSIÓN

En el presente trabajo se propuso una alternativa usando la técnica fonocardiográfica para explorar por primera vez una representación del sonido S1, generada mediante el uso de la TWC, y que permitió identificar un grupo de eventos acústicos, cuyas características TFE fueron estudiadas en registros con diferentes EGs, a partir de fetos con un factor de riesgo de bajo a medio.

En la presente tesis se generaron diversas contribuciones metodológicas, de las cuales se mencionan las más importantes: (1) Es la primera vez que se ha utilizado el EEW para la extracción de características temporales y de energía en S1. (2) La morfología generada por el EEW, distinguida por al menos 5 picos de alta energía muestra ser consistente con las características observadas, reportadas previamente, a partir de registros en perros, personas adultas y niños. (3) Se observó que al tener una selección rigurosa de los sonidos S1 se descarta información que pudiera afectar en la medición de estas características.

En general, las representaciones de energía y frecuencia del sonido S1 revelan claramente 5 vibraciones consistentes que permitieron acceder a información temporal, espectral y de energía, lo que permitió la extracción de 20 características a partir de la misma señal acústica (sonido S1). Dado el análisis estadístico, se pudo ver que para la misma EG solo se encontraron traslapes en las frecuencias de los eventos acústicos y en algunas energías que corresponden a G1. Por otro lado, al compararse entre grupos de diferente EG, se encontró que, para el tiempo medido de manera relativa, en particular a partir del tiempo etiquetado como RP3, G2 fue significativamente diferente de los otros grupos. También se encontraron cambios consistentes en todas las mediciones tanto en la frecuencia como en la energía (excepto para EP3). Finalmente, inesperadamente se encontraron valores estables independientemente de la EG en las características TP3 y EP3.

Las evidencias encontradas, en conjunto con las descripciones revisadas en la literatura, hacen suponer que los eventos acústicos (P1, P2, P3, P4 y P5), podrían estar siendo producidos, en el siguiente orden, por: (1) vibración causada por el retroceso repentino del flujo sanguíneo (a través de la cavidad AV) causado a su vez por la súbita contracción del ventrículo, (2) vibración producida por Mc, (3) vibración producida por Tc, (4) elemento producido por Ao y finalmente (5) vibración producida por Po, aunque se requiere de un estudio donde se incorpore al USD como referencia.

Tomando como punto de partida el presente estudio y dada la notable información que se puede extraer sobre las vibraciones de la actividad cardiovascular a partir de S1 en un grupo de fetos (considerados de bajo a medio riesgo), existe la posibilidad de que el estudio cuantitativo de las características de las vibraciones de los SCF proporcione una mejor comprensión de los procesos subyacentes que conducen a una función cardíaca normal y deficiente en el feto humano, y por lo tanto, que contribuya en el desarrollo de las estrategias para el seguimiento no-invasivo de la condición cardíaca fetal mediante fonocardiografía fetal.

BIBLIOGRAFÍA

- Acharyya, R., Scott, N. L. and Teal, P. (2009) ‘Non-invasive foetal heartbeat rate extraction from an underdetermined single signal’, *Health*, 01(02), pp. 111–116. doi: 10.4236/health.2009.12018.
- Alnuaimi, S. A., Jimaa, S. and Khandoker, A. H. (2017) ‘Fetal cardiac doppler signal processing techniques: Challenges and future research directions’, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 5(December). doi: 10.3389/fbioe.2017.00082.
- Balogh, Á. T. (2012) *Analysis of the Heart Sounds and Murmurs of Fetuses and Preterm Infants*. Pázmány Péter Catholic University, Faculty of Information Technology. doi: 10.15774/PPKE.ITK.2012.001.
- Baschat, A. A. and Gembruch, U. (2009) *Fetal Cardiology: Embryology, Genetics, Physiology, Echocardiographic Evaluation, Diagnosis and Perinatal Management of Cardiac Diseases*. Edited by M. Dunitz. London and New York: Taylor & Francis Group.
- Baskaran, A. and Sivalingam, N. (1996) ‘Fetal heart sound analysis: a preliminary evaluation.’, *The Medical journal of Malaysia*, 51(1), pp. 64–67.
- Bassil, H. E. and Dripps, J. H. (1989) ‘Real time processing and analysis of fetal phonocardiographic signals’, *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 10(4 B), pp. 67–74. doi: 10.1088/0143-0815/10/4B/011.
- Bayas Paredes, M. (1984) *Modelos Autorregresivos de Analisis Espectral*, Biblioteca E.P.N. Escuela Politecnica Nacional.
- Carvalho, P. *et al.* (2009) ‘Assessing systolic time-intervals from heart sound: A feasibility study’, *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, pp. 3124–3128. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5332565.
- Chetlur Adithya, P. *et al.* (2017) ‘Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions’, *Biomedical Signal Processing and Control*, 33, pp. 289–305. doi: 10.1016/j.bspc.2016.11.007.
- Chourasia, V. and Mitra, A. (2009) ‘A comparative analysis of de-noising algorithms for fetal phonocardiographic signals’, *IETE Journal of Research*, 55(1), pp. 10–15. doi: 10.4103/0377-2063.51322.
- Chourasia, V. S., Tiwari, A. K. and Gangopadhyay, R. (2014) ‘A novel approach for

- phonocardiographic signals processing to make possible fetal heart rate evaluations’, *Digital Signal Processing*, 30, pp. 165–183. doi: 10.1016/j.dsp.2014.03.009.
- Chourasia, V., Tiwari, A. and Gangopadhyay, R. (2011) ‘Time-frequency characterization of fetal phonocardiographic signals using wavelet scalogram’, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 11(2), pp. 391–406. doi: 10.1142/S0219519410003782.
- Dawson, B. and Trapp, R. G. (2005) *Bioestadística médica*. 4a edición. Edited by M. Lazo de la Vega Sánchez. Ciudad de México: Editorial El Manual Moderno.
- Debbal, S. (2007) ‘Graphic representation and analysis of the PCG signal using the continuous wavelet transform’, *The Internet Journal of Bioengineering*, 2(2), pp. 1–7. doi: 10.5580/1ab4.
- Debbal, S. and Bereksi-Reguig, F. (2006) ‘Graphic representation and analysis of the PCG signal using the continuous wavelet transform’, *The Internet Journal of Bioengineering*, 2(2), pp. 1–7. doi: 10.5580/1ab4.
- Debbal, S. M. (2011) ‘Computerized Heart Sounds Analysis’, in Olkkonen, P. H. (ed.) *Discrete Wavelet Transforms - Biomedical Applications*. China: InTech, pp. 63–90. doi: 10.1016/j.compbiomed.2007.09.006.
- Debbal, S. M. and Bereksi-Reguig, F. (2007) ‘Time-frequency analysis of the first and the second heartbeat sounds’, *Applied Mathematics and Computation*, 184(2), pp. 1041–1052. doi: 10.1016/j.amc.2006.07.005.
- Djebbari, A. and Bereksi-Reguig, F. (2011) ‘A new chirp-Based wavelet for heart sounds time-Frequency analysis’, *International Journal on Communications Antenna and Propagation*, 1(1), pp. 92–102.
- Ergen, B., Tatar, Y. and Gulcur, H. O. (2012) ‘Time-frequency analysis of phonocardiogram signals using wavelet transform: A comparative study’, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(4), pp. 371–381. doi: 10.1080/10255842.2010.538386.
- Felner, J. M. (1990) *The first heart sound*. 3rd edn, *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations*. 3rd edn. Edited by H. K. Walker, W. D. Hall, and J. W. Hurst. Boston: Butterworths.
- Fernández Pineda, L. *et al.* (1996) ‘Crecimiento cardíaco en el feto humano normal. Estudio mediante ecocardiografía bidimensional’, *Anales Eespañoles De Pediatría*, 44(5), pp. 475–481.

- Fleming, J. E. E. *et al.* (1986) 'The measurement of fetal systolic time intervals: lessons from ultrasound', *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology*, 23(5–6), pp. 289–294. doi: 10.1016/0028-2243(86)90162-0.
- Gomis, P. (2009) *Estimación Espectral De Señales Biomédicas. Métodos Clásicos (FFT) Y Paramétricos: Aplicaciones Prácticas Con Matlab*. 1st edn. Barcelona, España: Pedro Gomis. doi: 10.13140/RG.2.1.4875.7529.
- Goovaerts, H. G. *et al.* (1991) 'A comparative experimental study of fetal phono- and movement-sensors from Amsterdam, Cambridge and Edinburgh', *Clinical physics and physiological measurement*, 12(1), pp. 55–64.
- Goovaerts, H. and Geijn, H. van (1991) 'An inductive sensor for recording of fetal movements and sounds', in *Annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 1622–1623.
- Guermoui, M., Mekhalfi, M. L. and Ferroudji, K. (2013) 'Heart sounds analysis using wavelets responses and support vector machines', *8th International Workshop on Systems, Signal Processing and Their Applications, WoSSPA 2013*, pp. 233–238. doi: 10.1109/WoSSPA.2013.6602368.
- Holburn, D. M. and Rowsell, T. D. (1989) 'Real time analysis of fetal phonography signals using the TMS320', in *Biomedical Applications of Digital Signal Processing, IEE Colloquium on. IET*, pp. 7/1-7/12.
- Jiménez-González, A. (2010) *Antenatal foetal monitoring through abdominal phonogram recordings: a single-channel independent component analysis approach*. University of Southampton. Available at: <http://ethos.bl.uk/OrderDetails.do?uin=uk.bl.ethos.538956>.
- Jiménez-González, A. and James, C. J. (2009) 'Extracting sources from noisy abdominal phonograms: a single-channel blind source separation method', *Medical & biological engineering & computing*, 47(6), pp. 655–64. doi: 10.1007/s11517-009-0474-8.
- Jiménez-González, A. and James, C. J. (2012) 'On the interpretation of the independent components underlying the abdominal phonogram: A study of their physiological relevance', *Physiological Measurement*, 33(2), pp. 297–314. doi: 10.1088/0967-3334/33/2/297.
- Jiménez-González, A. and James, C. J. (2013) 'Antenatal surveillance through estimates of the sources underlying the abdominal phonogram: A preliminary study', *Physiological*

- Measurement*, 34(9), pp. 1041–1061. doi: 10.1088/0967-3334/34/9/1041.
- Jiménez-González, Aída and James, C. J. (2013) ‘Blind separation of multiple physiological sources from a single-channel recording: a preprocessing approach for antenatal surveillances’, in *IX International Seminar on Medical Information Processing and Analysis*, pp. 1–11. doi: 10.1117/12.2035520.
- Jiménez González, A. (2002) *Método de generación de cardiotocogramas a partir de referencias temporales extraídas del fonocardiograma fetal*. Universidad Autónoma Metropolitana- Unidad Iztapalapa.
- Khandoker, A. H. *et al.* (2009) ‘Antepartum non-invasive evaluation of opening and closing timings of the cardiac valves in fetal cardiac cycle’, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47(10), pp. 1075–1082. doi: 10.1007/s11517-009-0528-y.
- Kovács, F., Horváth, C., *et al.* (2011a) ‘Extended noninvasive fetal monitoring by detailed analysis of data measured with phonocardiography’, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(1), pp. 64–70. doi: 10.1109/TBME.2010.2071871.
- Kovács, F., Horváth, Csaba, *et al.* (2011b) ‘Fetal phonocardiography-Past and future possibilities’, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 104(1), pp. 19–25. doi: 10.1016/j.cmpb.2010.10.006.
- Kovács, F. *et al.* (2015) ‘Screening of congenital heart diseases with fetal phonocardiography’, *International Journal of Medical Health Biomedical Bioengineering and Pharmaceutical Engineering*, 9(6), pp. 436–440.
- Kovács, F., Fodor, G. and Hosszú, G. (2013) ‘A proposed novel method for CHD screening by fetal heart murmur detection using phonocardiography’, *Studies in Health Technology and Informatics*, 186, pp. 160–164. doi: 10.3233/978-1-61499-240-0-160.
- Laniado, S. *et al.* (1973) ‘Temporal relation of the first heart sound to closure of the mitral valve.’, *Circulation*, 47(5), pp. 1006–1014. doi: 10.1161/01.CIR.47.5.1006.
- Lim, K. O., Liew, Y. C. and Choo-Hiap Oh, C. H. (1980) ‘Analysis of mitral and aortic valve vibrations and their role in the production of the first and second heart sounds’, *Physics in Medicine and Biology*, 25(4), pp. 727–733. doi: 10.1088/0031-9155/25/4/011.
- Luisada, A. A. *et al.* (1958) ‘On the Mechanism of Production of the Heart Sounds’, *American Heart Journal*, 55, pp. 383–399.
- Maeda, K. (2004) ‘Fetal monitoring and actocardiogram in the evaluation of fetal behavior’, *The*

- Ultrasound Review of Obstetrics and Gynecology*, 4(1), pp. 12–25. doi: 10.3109/14722240410001713920.
- Mañanas Villanueva, M. Á. (1999) *Análisis de la actividad muscular respiratoria mediante técnicas temporales frecuenciales y estadísticas*. Universitat Politècnica de Catalunya.
- Marple, S. L. (1987) *Digital spectral analysis : with applications*. 3rd edn. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall, ©1987.
- Martínez Cordera, M. (2014) *Simulador de sonidos cardiacos fetales*. Universidad Autónoma Metropolitana - Unidad Iztapalapa.
- Marzbanrad, F. *et al.* (2013) ‘Development of Fetal Cardiac Intervals throughout 16 to 41 Weeks of Gestation’, *Computing in Cardiology*, 40(September 2014), pp. 1151–1158.
- Marzbanrad, F. *et al.* (2014) ‘Automated estimation of fetal cardiac timing events from doppler ultrasound signal using hybrid models’, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(4), pp. 1169–1177. doi: 10.1109/JBHI.2013.2286155.
- Mensah-Brown, N. A. *et al.* (2010) ‘Assessment of left ventricular pre-ejection period in the fetus using simultaneous magnetocardiography and echocardiography’, *Fetal Diagnosis and Therapy*, 28(3), pp. 167–174. doi: 10.1159/000318345.
- Mitra, A. and Choudhari, N. (2009a) ‘Development of a low cost fetal heart sound monitoring system for home care application’, *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 02(06), pp. 380–389. doi: 10.4236/jbise.2009.26055.
- Mitra, A. and Choudhari, N. (2009b) ‘Spectral estimation techniques for advanced fetal phonocardiography’, *i-manager’s Journal on Future Engineering & Technology*, 4, pp. 30–37.
- Mitra, A. K. *et al.* (2007) ‘An improved method of long-term fetal heart sound monitoring in high-risk pregnancies’, *IETE Journal of Research*, 53(6), pp. 513–521. doi: 10.1080/03772063.2007.10876168.
- Mitra, A. K. and Choudhari, N. K. (2009) ‘Time-frequency analysis of foetal heart sound signal for the prediction of prenatal anomalies’, *Journal of Medical Engineering and Technology*, 33(4), pp. 296–302. doi: 10.1080/03091900802454384.
- Moghavvemi, M. (2003) ‘A non-invasive PC-based measurement of fetal phonocardiography’, *Sensors and Actuators A: Physical*, 107(1), pp. 96–103. doi: 10.1016/S0924-4247(03)00254-1.

- Nagel, J. (1986a) 'New diagnostic and technical aspects of fetal phonocardiography', *European journal of obstetrics, gynecology, and reproductive biology*, 23(5–6), pp. 295–303.
- Nagel, J. (1986b) 'The spectrum of the fetal phonocardiogram as an indicator of fetal maturity', in Rolfe, P. (ed.) *Second International Conference on Fetal and Neonatal Physiological Measurements*. Elsevier Ltd., pp. 10–14. doi: 10.1016/B978-0-407-00450-4.50004-6.
- Obaidat, S. M. (1993) 'Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison', *Journal of Medical Engineering & Technology*, 17(6), pp. 221–227. doi: 10.3109/03091909309006329.
- Olarte Pedraza, J. A. (2007) *Diseño y construcción de un prototipo de fonocardiógrafo*, Biblioteca USB Bogotá, Colección Tesis CD T.IS 760082-08/O42d. Universidad de San Buenaventura, Facultad de Ingeniería. Available at: <https://bibliotecadigital.usb.edu.co/handle/10819/1534>.
- Ortiz Pedroza, M. del R. (2007) *Arritmia sinusal respiratoria fetal a lo largo del embarazo y su relación con movimientos respiratorios y bienestar fetales*. Universidad Autónoma Metropolitana-Unidad Iztapalapa.
- Ortiz, R. *et al.* (2002) 'Differences in foetal heart rate variability from phonocardiography and abdominal electrocardiography', *Journal of Medical Engineering and Technology*, 26(1), pp. 39–45. doi: 10.1080/03091900110096010.
- Paiva, R. P. *et al.* (2009) 'Assessing PEP and LVET from heart sounds: Algorithms and evaluation', *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, pp. 3129–3133. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5332572.
- Paiva, R. P. *et al.* (2012) 'Beat-to-beat systolic time-interval measurement from heart sounds and ECG', *Physiological Measurement*, 33(2), pp. 177–194. doi: 10.1088/0967-3334/33/2/177.
- Purisch, S. E. and Gyamfi-Bannerman, C. (2017) 'Epidemiology of preterm birth', *Seminars in Perinatology*, 41(7), pp. 387–391. doi: 10.1053/j.semperi.2017.07.009.
- Quiceno Manrique, A. F. (2009) *Análisis tiempo-frecuencia por métodos no paramétricos orientado a la detección de patologías en bioseñales*. Universidad Nacional de Colombia.
- Reinhold, J. and Rudhe, U. (1957) 'Relation of the first and second heart sounds to events in the cardiac cycle', *British heart journal*, 19(4), pp. 473–485. doi: 10.1136/hrt.19.4.473.
- Sundström, A. K., Rosén, D. and Rosén, K. G. (2000) 'Control del bienestar fetal', *Neoventa Medical* AB. Available at:

<http://www.maternofetalnic.com/subidas/LIBROControldebienestarfetal.pdf> (Accessed: 26 June 2016).

- Talbert, D. G. *et al.* (1986) ‘Wide bandwidth fetal phonography using a sensor matched to the compliance of the mother’s abdominal wall’, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-33(2), pp. 175–181.
- Tomassini, S. *et al.* (2019) ‘Wavelet filtering of fetal phonocardiography: A comparative analysis’, *Mathematical Biosciences and Engineering*, 16(5), pp. 6034–6046. doi: 10.3934/mbe.2019302.
- Várady, P. (2001) ‘Wavelet-based adaptive denoising of phonocardiographic records’, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 2, pp. 1846–1849. doi: 10.1109/iembs.2001.1020582.
- Várady, P. *et al.* (2003) ‘An advanced method in fetal phonocardiography’, *Computer methods and programs in biomedicine*, 71(3), pp. 283–96.
- Zahorian, S. A., Zuckerwar, A. J. and Karnjanadecha, M. (2012) ‘Dual transmission model and related spectral content of the fetal heart sounds’, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 108(1), pp. 20–27. doi: 10.1016/j.cmpb.2011.12.006.
- Zizzo, A. R. *et al.* (2020) ‘Fetal Heart Rate Variability Is Affected by Fetal Movements: A Systematic Review’, *Frontiers in Physiology*, 11(September). doi: 10.3389/fphys.2020.578898.
- Zuckerwar, A. J. *et al.* (1993) ‘Development of a piezopolymer pressure sensor for a portable fetal heart rate monitor’, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 40(9), pp. 963–969.



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

ACTA DE EXAMEN DE GRADO

No. 00140

Matricula: 2152800865

Extracción de parámetros tiempo-frecuencia-energía del primer sonido cardiaco fetal.



Con base en la Legislación de la Universidad Autónoma Metropolitana, en la Ciudad de México se presentaron a las 16:00 horas del día 5 del mes de abril del año 2022 POR VÍA REMOTA ELECTRÓNICA, los suscritos miembros del jurado designado por la Comisión del Posgrado:

DRA. SONIA CHARLESTON VILLALOBOS
DR. JOSE JAVIER REYES LAGOS
DRA. AIDA JIMENEZ GONZALEZ

Bajo la Presidencia de la primera y con carácter de Secretaria la última, se reunieron para proceder al Examen de Grado cuya denominación aparece al margen, para la obtención del grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS (INGENIERIA BIOMEDICA)

DE: USIEL SALAS MARQUEZ

y de acuerdo con el artículo 78 fracción III del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

USIEL SALAS MARQUEZ
ALUMNO

Aprobar

Acto continuo, la presidenta del jurado comunicó al interesado el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.

REVISÓ

MTRA. ROSALIA SERRANO DE LA PAZ
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

DR. JESUS ALBERTO OCHOA TAPIA

PRESIDENTA

DRA. SONIA CHARLESTON VILLALOBOS

VOCAL

DR. JOSE JAVIER REYES LAGOS

SECRETARIA

DRA. AIDA JIMENEZ GONZALEZ

El presente documento cuenta con la firma -autógrafa, escaneada o digital, según corresponda- del funcionario universitario competente, que certifica que las firmas que aparecen en esta acta - Temporal, digital o dictamen- son auténticas y las mismas que usan los c.c. profesores mencionados en ella