



**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**Diseño e implementación de un fonocardiógrafo fetal con
salida analógica y visualización digital**

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:
INGENIERO ELECTRÓNICO**

Autores:

**PABLO ESTEBAN PULLA MEJIA
DIEGO OCTAVIO WILCHES JÁCOME**

Director:

OMAR SANTIAGO ALVARADO CANDO

CUENCA - ECUADOR

2017

DEDICATORIA:

A mi madre Lucia.

Por nunca dejarme solo en los momentos difíciles de ésta etapa de mi vida universitaria y a lo largo de la misma, y por ser la mujer que supo hablarme y aconsejarme incontables veces, te agradezco tu infinita paciencia y confianza en mí.

A mi padre Giovanni.

Por ser el ejemplo a seguir siempre tanto personal como profesionalmente, claro fue el mensaje que supiste poner en mi cabeza que la perseverancia es la cualidad que forma un buen profesional y que la sociedad te admirará y respetará no tanto por tus logros si no por cuan útil seas con éstos para ella.

A mis maestros.

A quienes agradezco de manera muy sincera por haberme sabido transmitir su conocimiento desinteresadamente, por su vocación reflejada personalmente en el cumplimiento de ésta meta y por haber sido muchas de las veces amigos más que solo profesores.

Pablo Pulla M.

DEDICATORIA:

Este trabajo va dedicado principalmente a mi padre Octavio, a pesar de nuestra distancia física siento que estás conmigo siempre y aunque nos faltaron muchas cosas por vivir juntos, sé que este momento hubiera sido tan especial para ti como lo es para mí.

A mi madre Janeth, por ser el pilar más importante y ayudarme a culminar mis metas al igual que mi formación profesional, por demostrarme siempre su cariño y apoyo incondicional.

A mis hermanas Andrea y Gaby, quienes siempre han estado a mi lado ayudándome a superar los diferentes obstáculos que se presentan durante el paso por esta etapa.

A mi familia y amigos en general, porque me han brindado su apoyo incondicional y por compartir conmigo buenos y malos momentos.

Diego Wilches J.

AGRADECIMIENTOS:

Queremos expresar nuestros profundos agradecimientos a nuestros maestros de la escuela de Ingeniería Electrónica por sus enseñanzas y guías, para formarnos a lo largo de esta etapa, como futuros profesionales.

Además de manera especial un agradecimiento a nuestro director de tesis, Mst. Omar Alvarado, por darnos la idea de plasmar el tema logrado. Y apoyarnos con sus conocimientos, experiencia y motivación para culminar nuestros estudios con éxito.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA:	I
DEDICATORIA:	II
AGRADECIMIENTOS:	III
ÍNDICE DE CONTENIDOS	IV
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XIII
ÍNDICE DE ANEXOS.....	XIV
RESUMEN.....	XV
ABSTRACT.....	XVI
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: MARCO TEÓRICO	2
1.1 Introducción	2
1.2 Cardiología.....	2
1.2.1 Electrofisiología del corazón.....	2
1.2.2 Derivaciones Electrocardiográficas.....	4
1.2.3 Ondas de Electrocardiograma.....	4
1.2.4 Onda P	5
1.2.5 Intervalo PR.....	5
1.2.6 Complejo QRS.....	6
1.2.7 Segmento ST	7
1.2.8 Onda T	7
1.2.9 Intervalo QT	7
1.2.10 Intervalo TP	8
1.2.11 Intervalo RR	8
1.2.12 Onda U.....	9
1.3. Fonocardiografía (FCG).....	9
1.3.1 La señal fonocardiográfica.	10
1.3.2 Ruidos Cardíacos.....	12

1.3.3 Tipos de enfermedades y cardiopatías detectables con FCG	14
1.3.3.1 Soplos Cardíacos	14
1.3.3.2 Patologías Valvulares	15
1.4. Tipos de Fonocardiógrafo	16
1.4.1. Estetoscopio electrónico LITMANN: 3m Littmann electronic stethoscope 4100ws.....	16
1.4.2. Entrenador de fonocardiografía: SCIENTECH CORP – Phonocardiograph Trainer ST 2356.....	17
1.4.3 Kukupia eKuore.....	18
1.5 Fonocardiografía Fetal	19
1.5.1 Frecuencia cardíaca fetal	21
1.5.2 Línea de base	22
1.5.2.1 Frecuencia cardíaca basal	22
1.5.2.2 Variabilidad de la línea de base	23
1.5.3 Cambios periódicos o transitorios	24
1.5.4 Desaceleraciones periódicas o transitorias	24
1.6 Transductor de sonido	25
1.6.1 Comparaciones entre los tipos de transductores.....	25
1.6.2 Directividad	26
1.6.3 Elementos de conexión.....	27
1.7 Transformada de wavelet	28
1.7.1 Familia Wavelet utilizada para filtrado de señal ECG	31
1.7.1.1 Comparación con Filtros Activos Pasa Bajo	32
1.8 Métodos de detección de ritmo cardíaco.....	35
1.8.1 Métodos Estadísticos	35
1.8.2 Métodos Espectrales	36
1.8.3 Métodos geométricos	37
1.8.4 Método estadístico – geométrico.....	37
Detección del sonido s1 por promediado de puntos en el fonocardiograma para la detección del ritmo cardíaco.....	37
1.8.4.1 Evaluación del método propuesto.....	39

CAPÍTULO 2: ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL	41
2.1 Introducción	41
2.2 Criterios de Diseño.....	41
2.3 Adquisición de la Señal.....	42
2.3.1 Amplificación Acústica	42
2.3.2 Transductor de Sonido.....	43
2.3.3 Especificaciones.	44
2.3.4 Diagrama del Transductor de Sonido	44
2.4 Acondicionamiento de Señal	45
2.4.1 Preamplificación.....	46
2.4.1.1 Amplificadores Instrumentales	47
2.4.1.2 Circuito de Preamplificación	48
2.4.1.3 Especificaciones	49
2.4.1.4 Calculo de Ganancia	49
2.4.2 Filtros Activos	50
2.4.2.1 Diseño de filtros activos	51
2.4.2.2 Filtro activo universal UAF42	52
2.4.2.3 Especificaciones.	53
2.4.2.4 Diseño de filtros en software FILTER42.....	53
2.4.2.5 Filtro Activo Pasa Bajo.....	55
2.4.2.6 Simulación Filtro Activo Pasa Bajo.	56
2.4.2.7 Filtro Activo Pasa Alto.	57
2.4.2.8 Simulación Filtro Activo Pasa Alto.	58
2.4.2.9 Filtro Activo Pasa Banda	59
2.4.2.10 Simulación Filtro Activo Pasa Banda.....	61
2.4.3 Amplificación.....	62
2.4.3.1 Amplificador Operacional de Baja Distorsión OPA2604	62
2.4.3.2 Especificaciones.	62
2.4.3.3 Diseño Circuito Amplificador de Audio.....	63
2.5 Etapa de Alimentación	64
2.5.1 Batería	64
2.5.2 Cargador de Batería.....	66

2.6 Conexión del Jack de Audio	67
CAPÍTULO 3: ANÁLISIS Y VISUALIZACION DE SEÑAL	70
3.1 Introducción.	70
3.2 Adquisición con Biomedical Workbench.	70
3.3 Grabación de Audio en archivo WAV.	72
3.4 Métodos Para Análisis de Señal Fonocardiográficas.	73
3.4.1 Transformada de Fourier	73
3.4.2 Transformada Wavelet	74
3.4.3 Análisis entres FFT y Wavelets.....	75
3.4.4 Procesamiento archivo de audio y visualización de espectro de frecuencias	77
3.4.4.1 Algoritmo de Procesamiento	78
3.4.5 Procesamiento archivo de audio y visualización de wavelets	79
3.5 Identificación de los parámetros instantáneos de la señal fonocardiográfica.	79
3.5.1 Segmentación de señales fonocardiográficas.	80
3.5.2 Envolvente de energía promedio de Shannon.	80
3.6 Cálculo de la frecuencia cardíaca fetal en el dominio del tiempo.....	82
3.7 Desarrollo de Aplicación móvil Android.....	85
3.7.1 Bloques de Programación Código Abierto.....	87
3.7.2 Calculo de la Frecuencia Cardíaca.	91
CAPÍTULO 4: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	92
4.1 Introducción.	92
4.2 Pruebas en la etapa analógica.....	92
4.2.1 Pruebas de ganancia en transductor.....	93
4.2.1.1 Pruebas transductor con acoplamiento a Estetoscopio.	94
4.2.1.2 Pruebas del transductor con acoplamiento a cono de amplificación acústica.	95
4.2.1.3 Pruebas del transductor con acoplamiento de amplificación acústica a una campana de Pinard.	96
4.3 Prueba de Respuesta en Frecuencia del Sistema.....	97

4.4 Sistema de Adquisición.....	99
4.5 Pruebas Experimentales.	100
4.5.1 Pruebas Preliminares.	100
4.5.1.1 Prueba Preliminar en etapa digital App móvil.....	101
4.5.2. Presentación de Resultados.	102
4.6 Presupuesto del Prototipo.....	109
CONCLUSIONES:	111
RECOMENDACIONES:	113
BIBLIOGRAFIA	114
ANEXOS	118

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Sistema de Circulación.....	3
Figura 1.2: Partes del corazón.....	3
Figura 1.3: Señales ECG.....	5
Figura 1.4: Onda ECG.....	6
Figura 1.5: Intervalos RR y QT para cálculos de QTc.....	8
Figura 1.6: Intervalos de onda de Electrocardiograma.....	9
Figura 1.7: Señal fonocardiográfica.....	10
Figura 1.8: Relación entre fonograma y otros eventos cardíacos.....	11
Figura 1.9: Ruidos cardíacos con sus respectivas componentes.....	13
Figura 1.10: Ruidos cardíacos con presencia de soplos.....	15
Figura 1.11: Fonocardiograma de un corazon normal (A) y otros con patologías (B, C, D, E, F).....	16
Figura 1.12: Estetoscopio electrónico LITMANN.....	17
Figura 1.13: Entrenador de fonocardiografía ST 2356.....	17
Figura 1.14: Software de adquisición de fonocardiogramas para entrenador de fonocardiografía.....	18
Figura 1.15: Fonendoscopio portátil para auscultación Kukupia eKuore.....	19
Figura 1.16: Monitoria fetal externa.....	19
Figura 1.17: Recubrimiento del plano tiempo – frecuencia atraves de la WT.....	28
Figura 1.18: Familias Wavelets.....	31
Figura 1.19: Comparación entre dos técnicas de filtrado.....	33
Figura 1.20: Analisis en Espectro de frecuencias.....	34
Figura 1.21: Representación de un tren de ondas ECGs para una frecuencia cardíaca de 80 latidos/min.....	36
Figura 1.22: Señal del FCG y la correspondiente energía promedio calculada y se ve marcada la posición del maximo del sonido S1 así como la posición del punto R del ECG.....	38
Figura 1.23: Señales de ECG y FCG, con las posiciones en el tiempo de los puntos R y S1 promedio e intervalos RR, S1S1 y RS1 en los latidos k.....	39
Figura 2.1: Diagrama propuesto del dispositivo de fonocardiografía fetal.....	42
Figura 2.2: Estetoscopio de Pinard.....	43

Figura 2.3: Micrófono Electret con ganancia ajustable – MAX4466	43
Figura 2.4: Diagrama Micrófono Electret con ganancia ajustable.....	45
Figura 2.5: Diagrama Esquemático de amplificación MAX 4466.....	45
Figura 2.6: Obtención localizada de sonidos cardíacos en la pared abdominal materna	46
Figura 2.7: Diagrama Etapa de acondicionamiento de señal	46
Figura 2.8: Amplificador de Instrumentación.....	47
Figura 2.9: Diagrama AD620 – Amplificador Instrumental.....	48
Figura 2.10: Circuito diseñado para la etapa de preamplificación.....	50
Figura 2.11: Tipos de Filtros.....	51
Figura 2.12: Diagrama Filtro Activo Universal UAF42	52
Figura 2.13: Programa diseño de filtro universal.....	53
Figura 2.14: Entorno de desarrollo de filtros en software filter 42.....	54
Figura 2.15: Subcircuito inversor de par de polos	55
Figura 2.16: Valores calculados para componentes de filtro	55
Figura 2.17: Filtro Activo Pasa Bajo	56
Figura 2.18: Respuesta de ganancia y ángulo de fase vs frecuencia de un filtro pasa bajo tipo Butterworth de segundo orden centrado en 250Hz	56
Figura 2.19: Valores calculados para componentes de filtro pasa alto	57
Figura 2.20: Filtro Activo Pasa Alto	58
Figura 2.21: Respuesta de ganancia y ángulo de fase vs frecuencia de un filtro pasa bajo tipo Butterworth de segundo orden centrado en 0.5Hz	58
Figura 2.22: Diseño de filtro pasa banda	59
Figura 2.23: Valores calculados para componentes de filtro pasa banda	60
Figura 2.24: Filtro Activo Pasa Banda.....	60
Figura 2.25: Respuesta de ganancia y ángulo de fase vs frecuencia de un filtro pasa bajo tipo Butterworth de cuarto orden	61
Figura 2.26: Circuito Amplificador de Audio	63
Figura 2.27: Diseño Circuito amplificador de Audio	64
Figura 2.28: Dimensiones Batería	65
Figura 2.29: Esquemático del Cargador de Batería	66
Figura 2.30: Conexiones terminales tipo TRS	67
Figura 2.31: Conexiones terminales tipo TRRS	68
Figura 2.32: Estandar CTIA - OMTP	69

Figura 3.1: Configuración del Logger Biomedical Workbench.....	71
Figura 3.2: Visualización con Logger Biomedical Workbench.....	71
Figura 3.3: Comparación de Filtrado	72
Figura 3.4: Grabador de Audio WAV	73
Figura 3.5: Procesado FFT de una onda vibratoria compleja	74
Figura 3.6: Segmento de onda fonocardiográfica fetal	76
Figura 3.7: Procesamiento de Archivo WAV	77
Figura 3.8: Algoritmo de procesamiento de Archivo WAV	78
Figura 3.9: Procesamiento archivo WAV – Nero wave editor	79
Figura 3.10: Procesamiento de Archivo WAV - Wavelets	79
Figura 3.11: Señal FCG y su envolvente calculada de la energía de Shannon	81
Figura 3.12: Segmentación de ruidos cardíacos.....	82
Figura 3.13: Métodos de cálculo de FCF	83
Figura 3.14: Visualización de señal en WAV desde Nero Wave Editor	83
Figura 3.15: Analizador Wavelets de espectro Nero Wave Editor	84
Figura 3.16: Diagrama de Visualización App Android	87
Figura 3.17: Clase Scope para adquisición de muestras de Audio	88
Figura 3.18: Captura de Audio.....	88
Figura 3.19: Configuración de la Clase Surface View	89
Figura 3.20: Clase Q	90
Figura 3.21: Recorrido de los punteros de la lectura y escritura	90
Figura 3.22: Calculo de la frecuencia cardíaca	91
Figura 4.1: Gráfica de ganancia transductor max4466	93
Figura 4.2: Acoplamiento transductor con amplificación acústica.....	94
Figura 4.3: Señal cardíaca de adulto tomada directamente del micrófono	94
Figura 4.4: Diseño y fabricación de amplificador acústico.....	95
Figura 4.5: Pruebas de adquisición con cono acústico PLA	96
Figura 4.6: Acoplamiento transductor con campana de Pinard	96
Figura 4.7: Pruebas de adquisición con campana de Pinard	97
Figura 4.8: Comportamiento a variación de Frecuencias vs Voltaje de Ingreso	98
Figura 4.9: Simulación de Respuesta dentro de Frecuencias de Corte	98
Figura 4.10: Simulación de Respuesta fuera de Frecuencia de Corte.....	99
Figura 4.11: Placa final sistema de adquisición de sonidos cardíacos fetales	99
Figura 4.12: Pruebas de circuitos de acondicionamiento.....	101

Figura 4.13: Pruebas en adultos con App.....	102
Figura 4.14: Pruebas en Paciente 1	103
Figura 4.15: Resultados de Pruebas Paciente 1.....	103
Figura 4.16: Pruebas en Paciente 2	104
Figura 4.17: Resultados de pruebas aplicación móvil en Paciente 2	104
Figura 4.18: Pruebas en Paciente 3	105
Figura 4.19: Representación de sonidos cardíacos Paciente 3 en visualizador Biomedical Workbench	105
Figura 4.20: Resultados de Pruebas en aplicación móvil Paciente 3	106
Figura 4.21: Preubas realizadas en Paciente 4	106
Figura 4.22: Ultrasonido realizado en consulta Paciente 4.....	106
Figura 4.23: Resultados de Pruebas en aplicación móvil Paciente 4.....	107
Figura 4.24: Pruebas en Paciente 5	108
Figura 4.25: Representación de sonidos cardíacos Paciente 3 en visualizador Biomedical Workbench	108
Figura 4.26: Resultados de Pruebas en aplicación móvil Paciente 5	108
Figura 4.27: Pruebas en Paciente 6	109
Figura 4.28: Resultados de Pruebas en aplicación móvil Paciente 5	109

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla A.1: Características en frecuencia de los ruidos cardíacos	13
Tabla A.2: Clasificación de la frecuencia basal según hon.....	22
Tabla A.3: Clasificación de la frecuencia basal según caldeyro-barcia.....	22
Tabla A.4: Clasificación de la frecuencia basal según Wood.....	22
Tabla A.5: Rangos de frecuencia de los sonidos cardíacos fetales	23
Tabla A.6: Clasificación de la frecuencia basal según Wood.....	31
Tabla A.7: Comparación de los tiempos de ejecución y técnica de filtrado	34
Tabla B.1: Especificaciones del transductor de sonido.....	44
Tabla B.2: Especificaciones Amplificador de Instrumentación.....	49
Tabla B.3: Especificaciones Filtro Activo Universal.....	53
Tabla B.4: Especificaciones Amplificador Operacional de Baja Distorsión	62
Tabla B.5: Especificaciones de Batería.....	64
Tabla C.1: Pruebas en respuesta de frecuencia de filtrado.....	97
Tabla C.2: Resultados en pacientes entre la semana 21 a la 39 de gestación	102
Tabla C.3: Costos elaboración del dispositivo.....	110
Tabla C.4: Costos por Desarrollo.....	110

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1: Especificaciones comerciales transductor de sonido.....	118
Anexo 2: Especificaciones amplificador instrumental AD620.....	120
Anexo 3: UAF42 Filtro activo universal.....	121
Anexo 4: Especificaciones amplificador OPA2604.....	122
Anexo 5: Características Batería Li-on 2000mA.....	123
Anexo 6: Especificaciones TPS6109x Synchronous Boost Converter.....	124
Anexo 7: Esquemático del Cargador de Batería.....	125
Anexo 8: Proforma Recor Dental y Quimedic S. A.....	126
Anexo 9: Certificado de pruebas realizadas Fundación Pablo Jaramillo.....	129
Anexo 10: Diseño esquemático de placa final – prototipo final.....	130

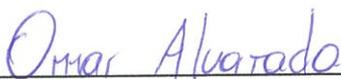
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN FONOCARDÍOGRAFO FETAL CON SALIDA ANALÓGICA Y VISUALIZACIÓN DIGITAL

RESUMEN

El presente trabajo de investigación está enfocado en el área de la bioelectrónica, el fonocardiograma consiste en la representación gráfica de las ondas sonoras cardíacas y la localización de los componentes que conforman un ciclo cardíaco, por lo tanto el dispositivo a diseñar es un fonocardiógrafo fetal portátil, de bajo costo y para un monitoreo personal de la madre, mas no una herramienta de diagnóstico médico.

El diseño del dispositivo se divide en tres partes, la primera es el acondicionamiento de la señal de interés, en el cual se diseñara y construirá la placa electrónica del dispositivo, la segunda es el análisis de la señal adquirida realizado en varios software para detectar los sonidos y como última etapa el desarrollo de una aplicación móvil en la cual se visualiza una componente de la señal, al igual que el cálculo de la frecuencia cardíaca fetal con el fin de monitorear el ritmo cardiaco del feto.

Palabras Clave: Bioelectrónica, FCG, Fonocardiógrafo Fetal, Frecuencia Cardíaca Aplicación Móvil.



Omar Santiago Alvarado Cando

Director del Trabajo de Titulación



Pablo Esteban Pulla Mejía



Hugo Marcelo Torres Salamea

Director de Escuela



Diego Octavio Wilches Jácome

Autores

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A FETAL PHONOCARDIOGRAM WITH ANALOG OUTPUT AND DIGITAL VISUALIZATION

ABSTRACT

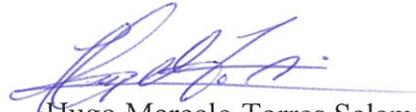
This research work focuses on the area of bioelectronics. The phonocardiogram consists of the graphic representation of cardiac sound waves and the location of the components that make up a cardiac cycle. Therefore, the device to be designed is a low cost portable fetal phonocardiogram for the mother's personal monitoring, but not a medical diagnosis instrument. The design of the device is divided into three parts; the first is the conditioning of the signal of interest, in which the device electronic board will be designed and built. The second part is the analysis of the acquired signal through various types of software in order to detect the sounds. The last stage is the development of a mobile application which enables to visualize a signal component as well as fetal heart rate calculation with the aim to monitor fetal heartbeat.

Keywords: Bioelectronics, PCG, Fetal Phonocardiograph, Heart Rate, Mobile Application.



Omar Santiago Alvarado Cando

Thesis Director



Hugo Marcelo Torres Salamea

School Director

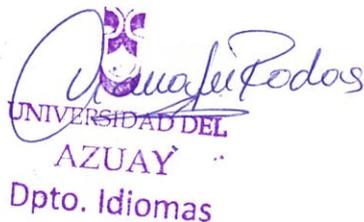


Pablo Esteban Pulla Mejía

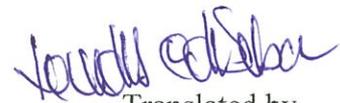


Diego Octavio Wilches Jácome

Authors



UNIVERSIDAD DEL
AZUAY
Dpto. Idiomas



Translated by,
Lic. Lourdes Crespo

Pulla Mejía Pablo Esteban

Wilches Jácome Diego Octavio

Trabajo de Titulación

Ing. Omar Santiago Alvarado Cando. Mst.

Enero, 2017.

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN FONOCARDÍOGRAFO FETAL CON SALIDA ANALÓGICA Y VISUALIZACIÓN DIGITAL

INTRODUCCIÓN

Pese a que los modernos dispositivos de ultrasonido proveen notables resultados y medidas biofísicas, la tecnología sigue siendo costosa y de gran robustez. Sin embargo, los equipos de ultrasonido son los de mayor exactitud en cuanto a determinación de parámetros biométricos. Por otro lado, se tiene el caso de las mujeres en etapa de gestación, que requieren de un constante monitoreo de frecuencia cardíaca fetal, presión de contracciones y otros signos vitales durante el embarazo y sobre todo en labor de parto, es aquí donde nace el mayor inconveniente para dispositivos de ultrasonido ya que no son dispositivos para monitoreo casero (“Home Care”) que permitan obtener dicha información sobre el feto. Ante la posible carencia de una tecnología de bajo costo, mayor portabilidad y con resultados cercanos al de los dispositivos de ultrasonido, presentamos a continuación una alternativa tecnológica que cubra especificaciones para un monitoreo del feto de parte de la madre o familiar, basado en la Fonocardiografía. Dicho principio es completamente no invasivo además de permitir, con el debido tratamiento, una correcta digitalización de la señal de los sonidos cardíacos fetales permitiendo así un cálculo para obtener la frecuencia cardíaca.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO

1.1 Introducción

Para la correcta realización y cumplimiento de los objetivos planteados se deben tener presente los principales fundamentos teóricos acerca del tema que engloba la fonocardiografía, por lo que en el presente capítulo se desprenden conceptos acerca del corazón su fisiología y funcionamiento.

También, se da un enfoque más concreto acerca de la técnica de fonocardiografía en general, la auscultación cardíaca y la representación de la forma de onda con relación a los sonidos cardíacos. Esta forma de onda tiene que ser adquirida, analizada y procesada por lo que se define todo acerca de los transductores de sonido y de manera similar el análisis y tratamiento de la señal de fonocardiografía fetal.

1.2 Cardiología

1.2.1 Electrofisiología del corazón

Cada contracción del corazón es iniciada por un evento eléctrico debido a que el músculo cardíaco es un tejido excitable. Toda célula cardíaca en reposo está polarizada, es decir, exteriormente con cargas positivas e interiormente con cargas negativas; creando una variación de potencial.

Este fenómeno se explica en la figura 1.1, ya que en estado de reposo la membrana celular es sumamente permeable al potasio que se difunde con gran facilidad al líquido extracelular.

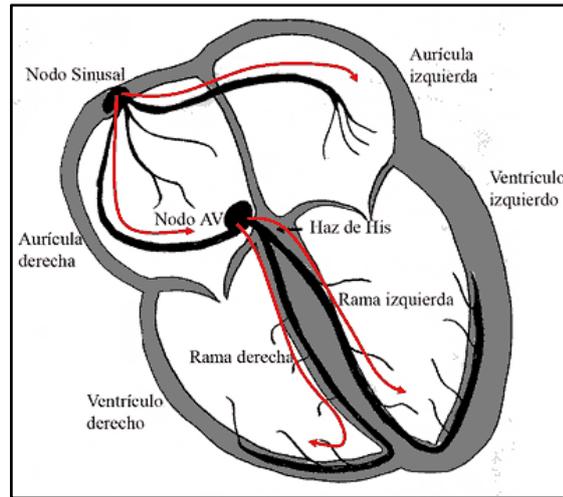


Figura.1.1: Sistema de Circulación (Raquel Martinez)

Fuente: (Raquel Martinez, Ruben Fuste).

A consecuencia de un estímulo eléctrico externo, se invierte la distribución de iones y la superficie externa de la célula y esta adquiere carga negativa, mientras que la interna adquiere carga positiva. Dicha despolarización de las partes del corazón, como se ilustra en la figura 1.2, es producida por el ingreso de iones de sodio del líquido extracelular. (Edward K. Chung, 2000).

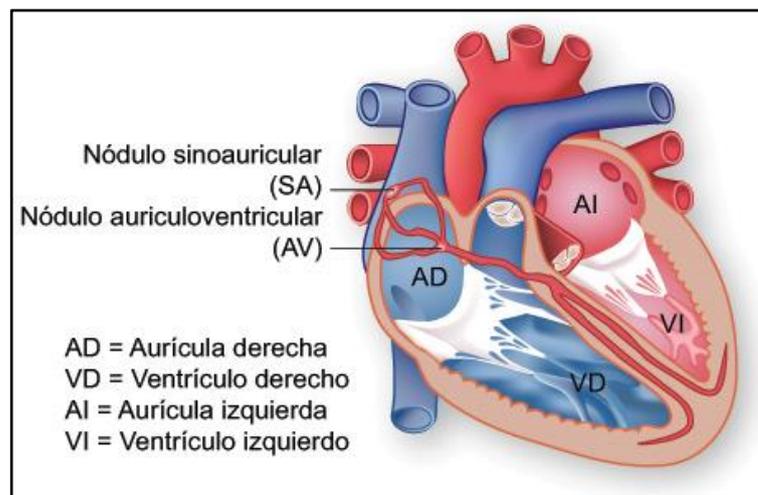


Figura.1.2: Partes del corazón.

Fuente: (Raquel Martinez).

1.2.2 Derivaciones Electrocardiográficas

Las derivaciones son métodos convencionales para registrar potenciales eléctricos nacidos de la excitación miocárdica¹. Reciben su nombre a causa de su fundamento, estas captan los potenciales en forma indirecta o derivada.

Las derivadas en esencia son 12; en raras ocasiones pueden emplearse otras; 3 de ellas son bipolares y se conocen con los nombres de D1, D2, y D3; las otras 9 son unipolares y se denominan, por el orden en que se toman, VR, VL y VF, V1, V2, V3, V4, V5 y V6 (Salazar, 2005).

1.2.3 Ondas de Electrocardiograma²

Representan las variaciones del potencial eléctrico adquirido superficialmente. Estos cambios de potencial describen las siguientes ondas:

- La onda P: representa la despolarización auricular.
- Complejo de ondas QRS: corresponde a la despolarización ventricular.
- La onda T: representa la repolarización ventricular.

A continuación se explica cada una de estas ondas y su generación desde el punto de vista morfológico (figura1.3), duración, amplitud y su polaridad.

1 El miocardio es el tejido muscular del corazón, músculo encargado de bombear la sangre por el sistema circulatorio mediante contracción.

2 El electrocardiograma (ECG), es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón,

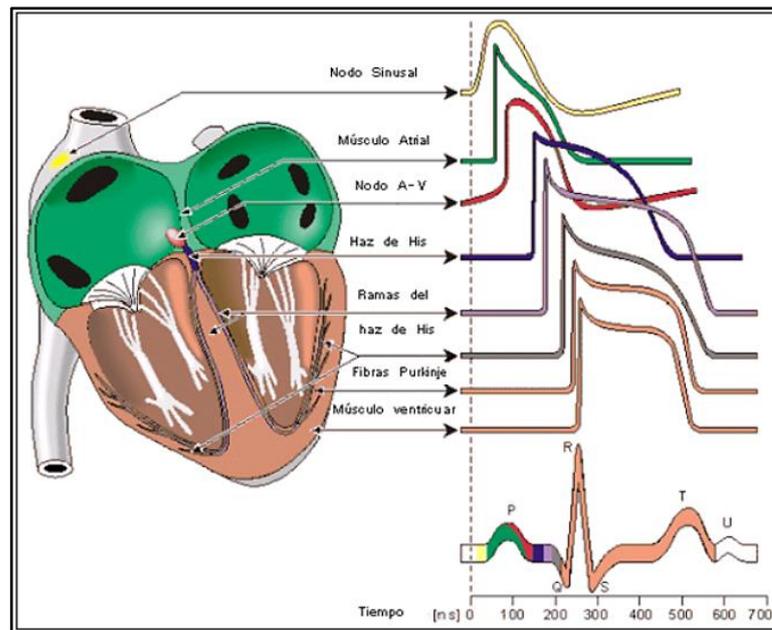


Figura.1.3: Señales ECG.

Fuente: (Raquel Martinez).

1.2.4 Onda P

Es una pequeña y redondeada deflexión que representa la despolarización auricular, producida con la contracción de la aurícula que termina de llenar el ventrículo con un volumen de sangre y da inicio a la sístole auricular.

La duración de la onda P por lo general es menor a 0.10 seg (100 milisegundos) y con un potencial no mayor a 2.5 mV. Su polaridad es positiva en casi todas las derivaciones, ya que siempre en el plano frontal su eje eléctrico coincide con el de las ondas QRS (Mcphee-Ganong-Lingappa-Lange, 2007).

1.2.5 Intervalo PR

Este intervalo representa el tiempo de la despolarización auricular y la conducción del impulso a través del nodo AV; durante esta pausa eléctrica terminan los fenómenos mecánicos de la sístole auricular y del llenado ventricular, antes de que se produzcan la excitación y la contracción de los ventrículos (Mcphee-Ganong-Lingappa-Lange, 2007).

1.2.6 Complejo QRS

El complejo QRS (ver figura 1.4) representa la despolarización de ambos ventrículos, así también el inicio de la sístole ventricular. Según va aumentando la presión por encima de la presión de la aurícula, las válvulas aurículas ventriculares (tricúspide y mitral) se cierran, la contracción de los músculos papilares previenen que las válvulas de aurículas ventriculares se inviertan a la aurícula y permite que la válvula evite el reflujo de sangre hacia la aurícula a medida que aumenta la presión en el ventrículo (Mcphee-Ganong-Lingappa-Lange, 2007).

Su duración está entre los 60 y 100 mSeg, siendo menor en los recién nacidos y mayor en los adultos mayores. Su amplitud es muy variable ya que no solo depende de las condiciones cardiacas sino también de factores fisiológicos de la persona. Así entonces se considera bajo voltaje cuando no excede los 5mV (Mcphee-Ganong-Lingappa-Lange, 2007).

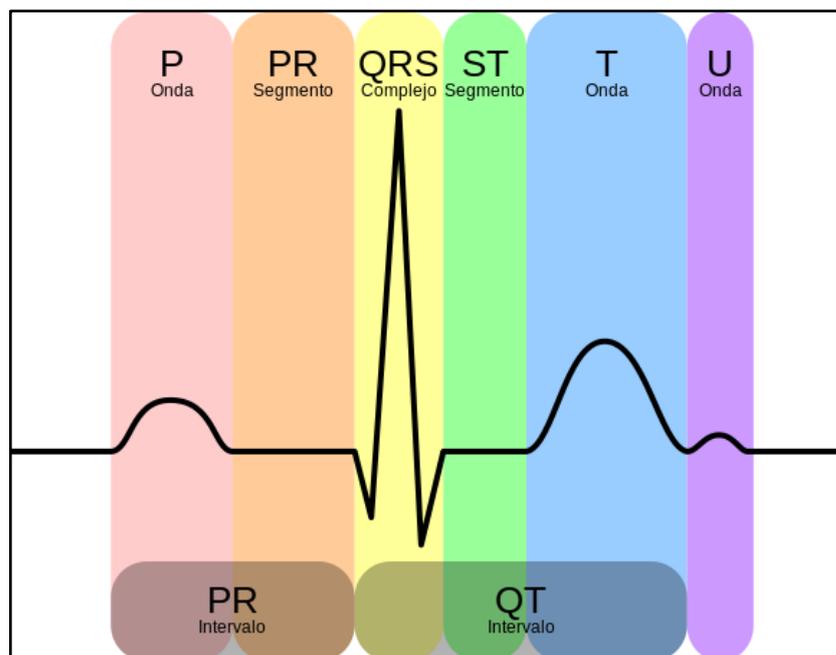


Fig.1.4: Onda ECG.

Fuente: (Electrocardiograma, s.f.).

Dividiendo las ondas del complejo anteriormente mencionado se tiene:

- Onda Q. Es el primer desplazamiento negativo del registro.
- Onda R. Es todo el desplazamiento positivo después de Q.
- Onda S. Es el último desplazamiento negativo después de R.

1.2.7 Segmento ST

Este segmento se extiende desde el final de la onda S hasta el inicio de la onda T (ver figura 1.4), representa un período de inactividad eléctrica después de todos los procesos de despolarización.

Su duración es una característica muy poco usada para cualquier análisis, ya que normalmente se trata de considerar los desplazamientos que tiene este segmento en la línea isoelectrica (Mcphee-Ganong-Lingappa-Lange, 2007).

1.2.8 Onda T

Ésta onda junto con el segmento ST, representa la repolarización ventricular (ver figura 1.4). Generalmente no se mide la duración de esta onda pero siempre es mayor que el complejo QRS y tiene una menor tensión que éste.

En cuanto a su morfología, básicamente es una onda asimétrica con una rama ascendente lenta que desciende rápidamente. En cuanto a su polaridad, la onda P tiene la misma dirección que el principal vector del QRS, por lo tanto, será positiva cuando el QRS lo sea y viceversa.

1.2.9 Intervalo QT

Este intervalo se extiende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T (ver figura 1.5) y representa la duración total de la sístole eléctrica ventricular, esto quiere decir despolarización y repolarización de los ventrículos. Así también, al variar su duración con la frecuencia cardiaca, es necesario expresar el QTc (segmento QT

corregido) mediante fórmulas matemáticas (ver (Ec.1.1)); ya que algunas patologías se determinan mediante este intervalo, como son la taquicardia, bradicardia isquemia miocárdica, entre otros.

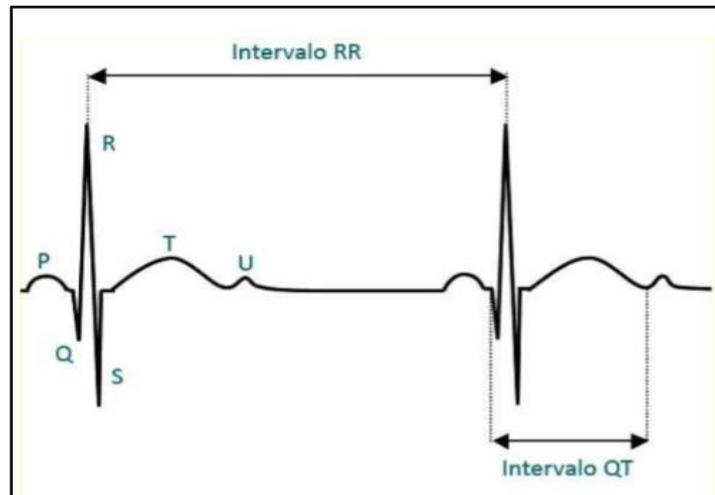


Fig.1.5: Intervalos RR y QT para cálculo de QTc

Fuente: (Electrocardiograma, s.f.).

$$\text{Intervalo } QTc = \frac{\text{Intervalo } QT}{\sqrt{\text{Intervalo } RR}} \quad (\text{Ec1.1})$$

1.2.10 Intervalo TP

Se extiende desde el final de la onda T hasta el inicio de la siguiente onda P. Representa el estado de reposo del músculo cardiaco, en el cual no existe actividad eléctrica y tiene una gráfica lineal horizontal, aunque es común encontrar la onda U.

1.2.11 Intervalo RR

Este intervalo representa la distancia entre dos ondas R sucesivas y es utilizada para calcular la frecuencia cardiaca (Figura 1.5).

1.2.12 Onda U

Se denomina como onda U (ver figura 1.4) a cualquier onda que se encuentre entre la onda T y la onda P. La principal causa a la que se relaciona esta onda en parámetros normales es la bradicardia, que es considerada patológica cuando es igual o excede la altura de la onda T.

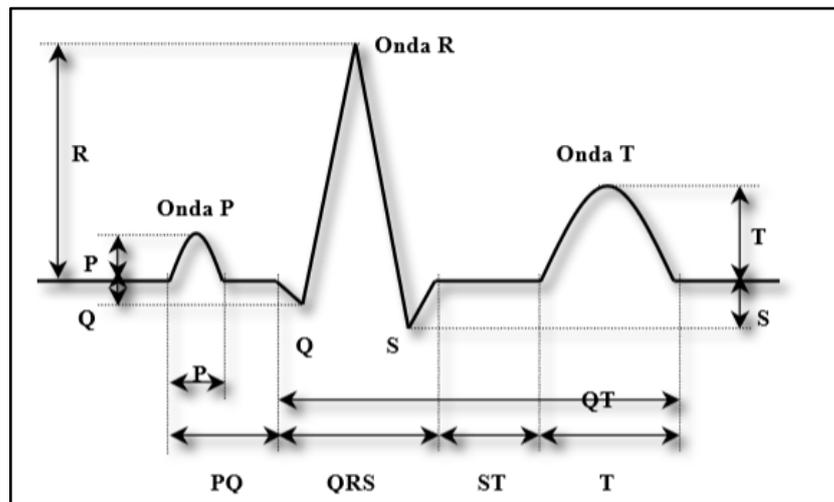


Fig.1.6: Intervalos de onda de Electrocardiograma.

Fuente: (Electrocardiograma, s.f.).

1.3. Fonocardiografía (FCG)

La fonocardiografía es el registro gráfico del sonido producido por la actividad mecánica del corazón. En este se observan los tiempos y las intensidades relativas de los sonidos cardiacos en forma clara y repetida (Mandeep Singh, September 2013). La fonocardiografía fue desarrollada para mejorar los resultados obtenidos con el estetoscopio acústico convencional, ésta técnica ofrece información adicional acerca de los componentes del ciclo cardiaco que no puede ser obtenida por otros métodos, y es una técnica no invasiva.

Mediante el fonocardiograma, las ondas sonoras procedentes del latido cardíaco pueden ser captadas, registradas, medidas y representadas gráficamente como se muestra en la (figura 1.7).

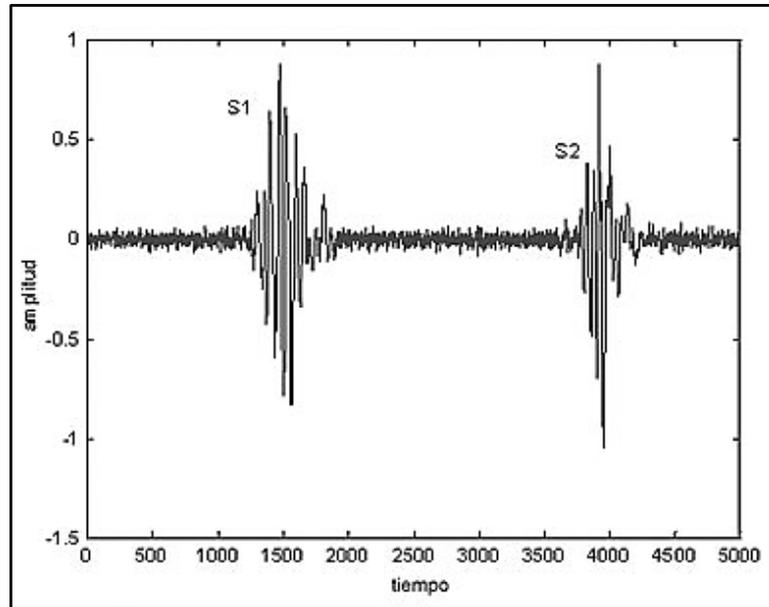


Figura 1.7: Señal fonocardiográfica.

Fuente: (Martínez., 2006).

El fonocardiograma permite documentar la temporización, intensidad relativa, frecuencia, calidad, tono, timbre y localización precisa de los diferentes componentes del sonido cardíaco, de una forma objetiva y repetible (Mandeep Singh, September 2013).

1.3.1 La señal fonocardiográfica.

A continuación se presenta una relación simultánea de las señales mecánicas de origen cardíaco y los eventos cardíacos con relación a la señal de fonocardiograma (Figura 1.8). Los ruidos cardíacos son causados por la turbulencia del flujo de sangre.

En la parte superior de la Figura 1.8 se muestra el momento de aparición de los ruidos cardiacos en relación con los acontecimientos eléctricos y mecánicos del ciclo cardiaco (Ed., 2010).

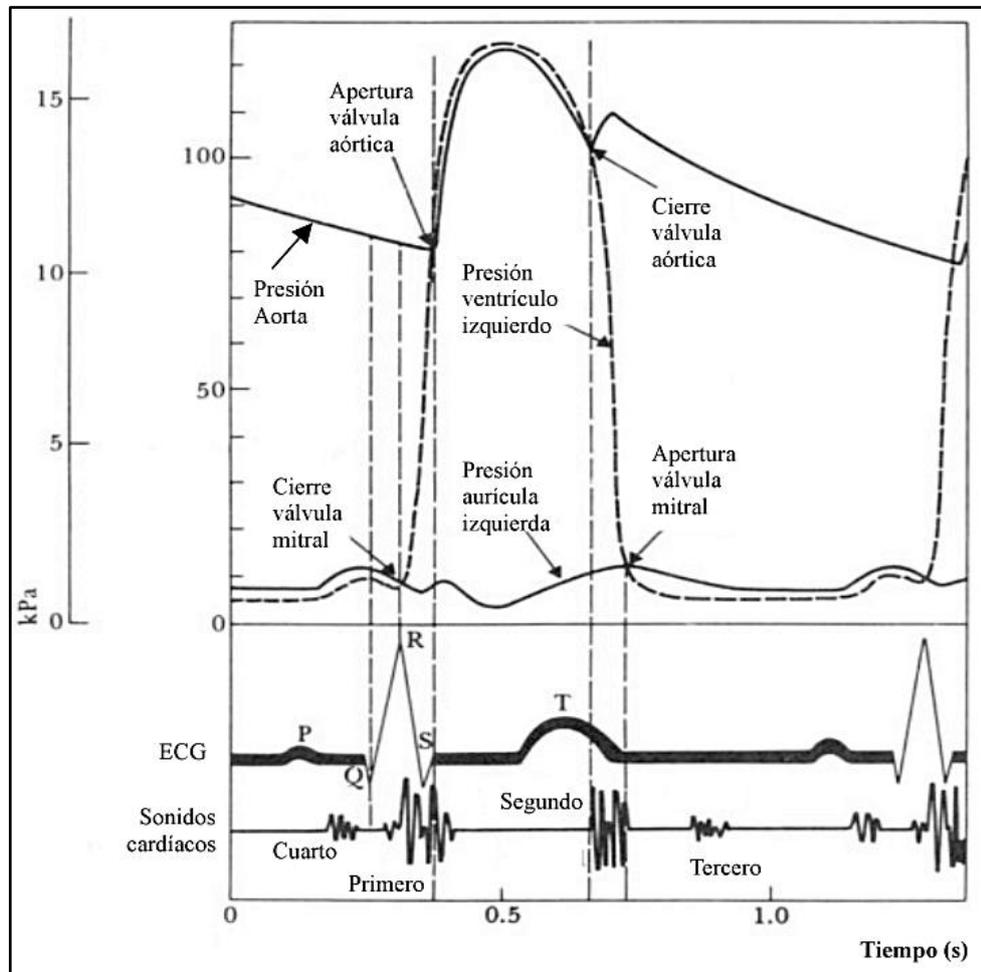


Figura 1.8: Relación entre fonograma y otros eventos cardíacos.

Fuente: (Ed., 2010).

En la señal de fonocardiograma hay cuatro sonidos cardíacos registrables (S1, S2, S3, S4) ver figura 1.8. El primero contiene frecuencias entre 30 y 45 Hz y corresponde al cierre de las válvulas auriculoventriculares. El segundo, con frecuencias entre 50 y 70 Hz, coincide con el cierre de las válvulas semilunares (válvulas situadas en el origen de las arterias pulmonar y aorta). El tercero, de menor intensidad, tiene frecuencias muy inferiores a 30 Hz y se produce al final de la fase de llenado pasivo de los ventrículos. El cuarto coincide con la contracción de las aurículas (Martínez, 2010-2011).

Además como se puede apreciar en la figura 1.8 la señal sonora de fonocardiografía puede ser contra puesta en la señal del electrocardiograma representando así cada sonido cardiaco una parte de la onda ECG, por lo que el primer ruido (S1) hace referencia al segmento de la forma de onda QRS y el segundo ruido cardiaco (S2) al final de la onda T.

1.3.2 Ruidos Cardíacos

El primer ruido cardíaco (S1) ver figura 1.9, se atribuye al sonido generado por el cierre de las válvulas mitral (M1) y tricúspide (T1) al comienzo de la sístole ventricular. El primer ruido cardiaco está dividido en cuatro componentes; el primero, de baja frecuencia, ocurre cuando la primera contracción del miocardio en el ventrículo empuja la sangre hacia las aurículas; el segundo componente es de alta frecuencia y comienza con la tensión abrupta del cierre de las válvulas auriculoventriculares (AV) (Abbas K. Abbas, *Introduccion to Phobocardiography Signal Processing*, 2009); el tercer componente es generado por la oscilación de la sangre entre la raíz de la aorta y las paredes ventriculares; y el cuarto componente es generado por las vibraciones producidas por la turbulencia en la expulsión de la sangre a través de la aorta y de la arteria pulmonar.

El Segundo ruido cardíaco (S2) ver figura 1.9, ocurre en el fin de la sístole ventricular y cuando se da el principio de la relajación ventricular, teniendo dos componentes de alta frecuencia, cierre de la válvula aórtica (A2) y pulmonar (P2). Este ruido presenta componentes de más alta frecuencia que S1, y generalmente su duración es menor que la de S1 (Hugo Alberto Cruz Ortega, Marzo - Abril 2016).

En algunos casos se escucha un tercer ruido cardíaco (S3) figura 1.9, que corresponde a la fase de llenado ventricular. Este es un ruido de baja frecuencia, y se puede presentar entre 0.12 a 0.16 segundos después de S2 (Hugo Alberto Cruz Ortega, Marzo - Abril 2016).

El cuarto ruido cardíaco (S4) ver figura 1.9, es producido en la final de la diástole y se genera por la contracción de las aurículas desplazando el flujo dentro de los ventrículos.

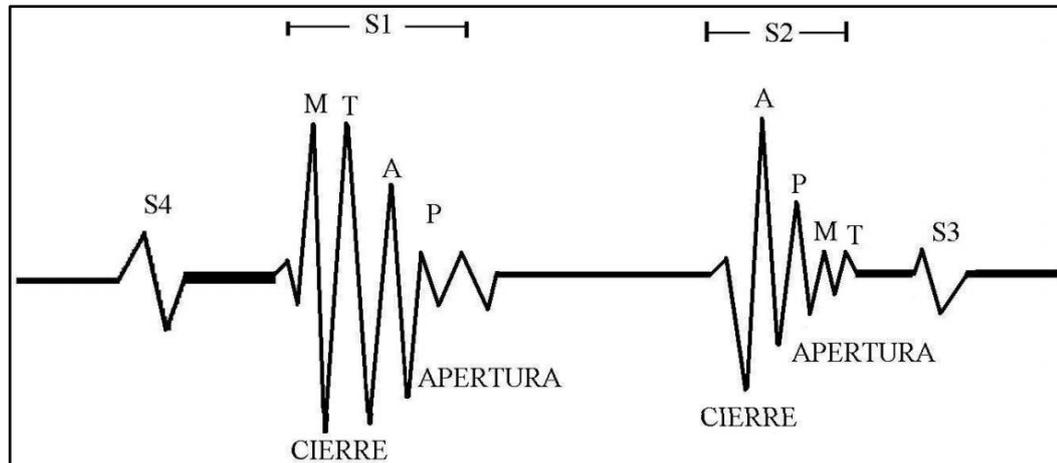


Figura 1.9: Ruidos cardíacos con sus respectivas componentes.

Fuente: (Martínez., 2006).

La distribución de los ruidos existentes dentro del ciclo cardíaco puede entenderse claramente en la figura 1.9. El tiempo comprendido entre S1 y S2 se conoce como período sistólico, mientras que entre S2 y S1 se da el período diastólico.

Tabla A.1: Características en frecuencia de los ruidos cardíacos

<i>Ruido cardíaco</i>	Duración [s]	Rango de frecuencia [Hz]
S1	0.1 – 0.12	20 – 150
S2	0.08 – 0.14	50 – 60
S3	0.04 – 0.05	20 – 50
S4	0.04 – 0.05	menos de 25

Fuente: (Ewing).

Cuando se utiliza un dispositivo electrónico especial para registrar estos tonos, la mayor parte del ruido registrado se sitúa en frecuencias y niveles de sonido por debajo

del intervalo audible, por este motivo, las partes principales de los tonos cardiacos pueden registrarse electrónicamente en fonocardiogramas.

1.3.3 Tipos de enfermedades y cardiopatías detectables con FCG

1.3.3.1 Soplos Cardíacos

En la onda de fonocardiograma existen también los soplos cardiacos los cuales se dan en determinadas cardiopatías y son ruidos adicionales a S1 y S2, ver figura 1.10 que son causados por turbulencias del flujo sanguíneo cuando circula a alta velocidad. Las dos causas más comunes de estas condiciones son el flujo sanguíneo atravesando una válvula parcialmente obstruida denominado (estenosis³), y cuando una válvula no cierra completamente y se produce un cierto reflujos de sangre en sentido inverso al normal se denomina (regurgitación o insuficiencia). El flujo sanguíneo normal es laminar y por lo tanto es silencioso, mientras que cuando se hace turbulento se vuelve ruidoso perceptible, dando origen al soplo.

De acuerdo al instante en que se presenta el soplo puede considerarse sistólico o diastólico como se muestra en la (figura 1.10).

3 Término utilizado para denotar la constricción o estrechamiento de un orificio o conducto corporal.

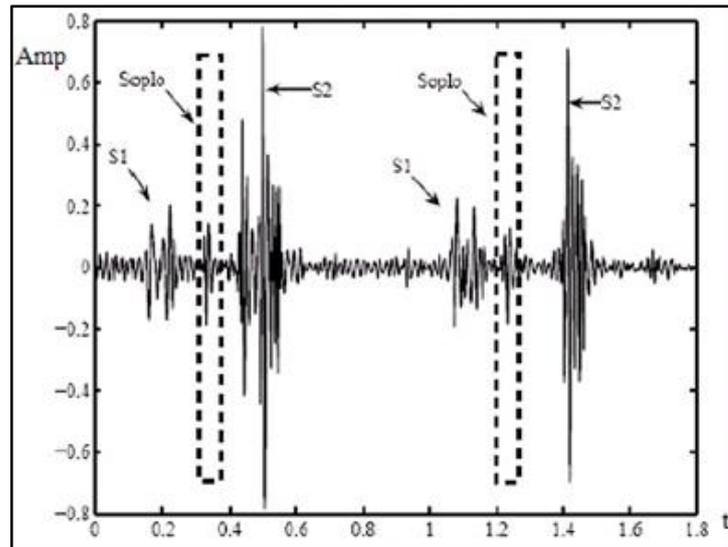


Figura 1.10: Ruidos cardíacos con sus respectivas componentes

Fuente: (Martínez., 2006).

1.3.3.2 Patologías Valvulares

Se define como patologías valvulares o valvulopatías cardíacas aquellas complicaciones de algunas enfermedades que distorsionan o destruyen las válvulas del corazón. A continuación se describirán las patologías más comunes que presenta un corazón enfermo las mismas que se pueden observar y comparar con las de un corazón sano en relación a un fonocardiograma.

- Estenosis mitral
- Insuficiencia mitral
- Estenosis aórtica
- Insuficiencia aortica
- Conducto arterial persistente
- Doble lesión aortica

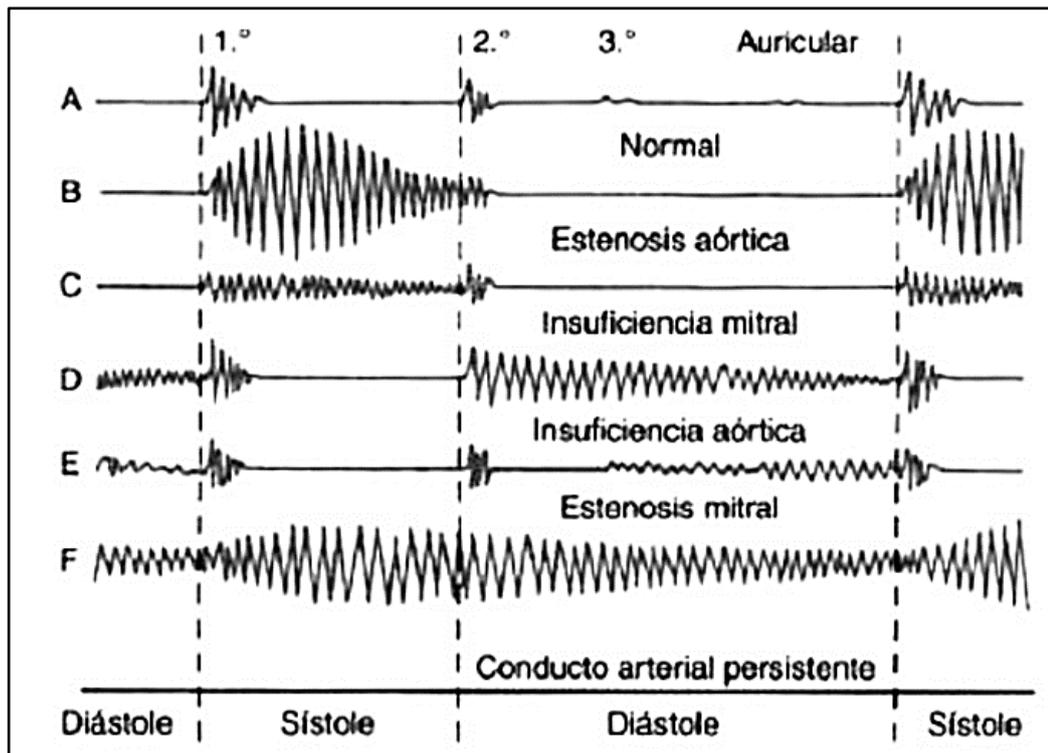


Fig. 1.11: Fonocardiograma de un corazón normal (A) y otros con patologías (B, C, D, E, F)

Fuente: (Osorio J, 2007).

1.4. Tipos de Fonocardiógrafo

En el mercado existen muchos tipos de Fonocardiógrafo comerciales y su principio de funcionamiento es el mismo, a continuación se mencionaran algunos de ellos y sus principales características, al igual que otros sistemas de fonocardiografía prototipos e investigaciones relacionadas.

1.4.1. Estetoscopio electrónico LITMANN: 3m Littmann electronic stethoscope 4100ws

Este estetoscopio, ver figura 1.12, puede realizar una amplificación 18 veces mayor a la de un estetoscopio convencional, tiene un sistema de analizador de sonido y reducción del ruido ambiente. Provee tres modos de respuesta a frecuencia para escuchar el corazón y tiene una capacidad de reproducción a velocidad normal y media con un software de análisis para PC permitiendo visualizar la onda de fonocardiograma.



Figura 1.12: Estetoscopio electrónico LITMANN

Fuente: (3M, 2016).

1.4.2. Entrenador de fonocardiografía: SCIENTECH CORP – Phonocardiograph Trainer ST 2356

Este sistema realiza el proceso de adquisición mediante un sensor de contacto tipo MIR con un preamplificador de micrófono, y el filtrado lo realiza de manera análoga con propósitos de entrenamiento auditivo del personal médico (figura 1.13).



Figura 1.13: Entrenador de fonocardiografía ST 2356

Fuente: (CORP).

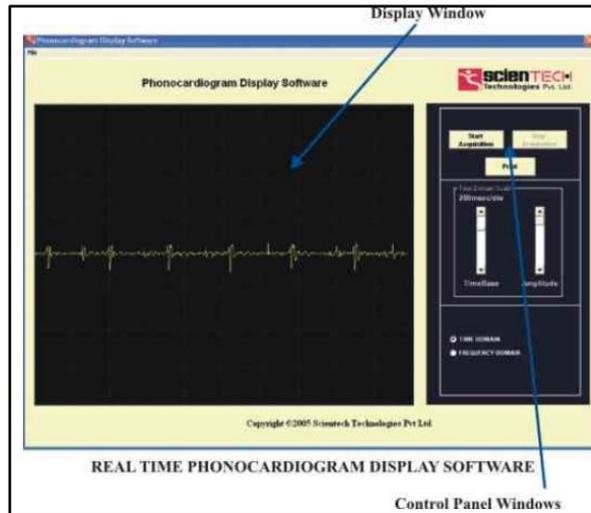


Figura 1.14: Software de adquisición de fonocardiogramas para entrenamiento de fonocardiografía

Fuente: (CORP).

Tiene un ajuste de ganancia variable de 800 a 2000 con una amplificador de audio a la salida de los audífonos y una respuesta de frecuencia de 10Hz a 2Khz (+1dB) al igual que una conexión a un ordenador para la visualización en software.

1.4.3 Kukupia eKuore

Este dispositivo fue creado en función de un fonendoscopio⁴, pero que además es inalámbrico y guarda los resultados de los estudios en un Smartphone. El *Kukupia eKuore* está compuesto por dos elementos, el principal que es el sistema de fonendoscopio y el emisor; el segundo elemento que es el receptor y un Smartphone o algún otro dispositivo móvil que permita la visualización de la onda de los sonidos cardíacos.

Los datos son enviados a los dispositivos conectados al receptor y son tratados con una aplicación sencilla y amigable, en la cual se observa la información del fonocardiograma (figura 1.15).

⁴ Instrumento médico para la auscultación que consiste en un tubo flexible en forma de "Y" con una pieza receptora en forma de campana.



Figura 1.15: Fonendoscopio portátil para auscultación Kukupia eKuore

Fuente: (<https://www.ekuore.com/fonendoscopio-electronico/>, s.f.).

1.5 Fonocardiografía Fetal

La fonocardiografía fetal consiste en el registro de señales sonoras debidas a los ruidos cardiacos, los movimientos corporales y los movimientos respiratorios adquiridos mediante transductores colocados en el abdomen materno (Colley N, Septiembre 2003) ver (figura 1.16).

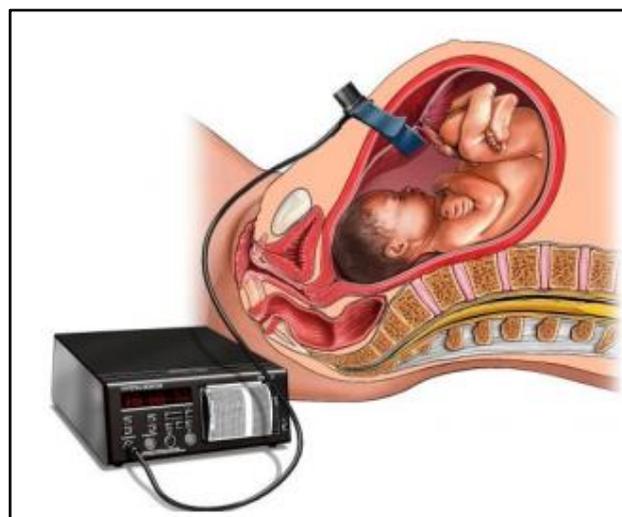


Figura 1.16: Monitoria fetal externa

Fuente: (<http://www.aurorahealthcare.org/yourhealth/healthgate/getcontent.asp>, s.f.).

Los ruidos cardíacos presentan componentes en la banda de 20 a 250Hz, mientras que los movimientos corporales y respiratorios contienen componentes de baja frecuencia entre 0.5 y 40 Hz (Colley N, Septiembre 2003), de tal manera que los sistemas de adquisición de señales fonocardiográficas deben cubrir este intervalo de frecuencias.

Esta técnica determina en forma precisa el intervalo de tiempo entre latidos cardíacos al escuchar el sonido del corazón producido por el movimiento valvular. Algunos micrófonos sensibles han sido desarrollados para ajustarse al abdomen materno y diseñados para detectar las frecuencias asociadas con los sonidos cardíacos.

Un ejemplo es el de Talbert, que desarrollaron un nuevo sensor para detectar los sonidos cardíacos fetales de la superficie del abdomen materno (Talbert DG, 2009). El transductor, llamado "Tapho", por Fonografía Acústica Total (*Total Acoustic Phonography*) tiene las características de permitir un monitoreo no invasivo de larga duración y proveer mediciones exactas de variabilidad de corta duración de segmentos de datos, además de tener una excelente relación señal a ruido.

Algunos fetos producen 1 o 2 sonidos por ciclo cardíaco. Utilizando los circuitos adecuados para eliminar el intervalo del primer sonido al segundo, es improbable de tener señales que puedan representar un verdadero sonido cardíaco. De esta manera, los ruidos producidos por el intestino, la circulación materna y ruido externo pueden ser reducidos utilizando los filtros y la lógica adecuada.

Si los eventos mecánicos cardíacos son detectados, el tiempo es bastante preciso y la variabilidad de un trazo a producir puede ser considerada exacto. Colley (Colley N, Septiembre 2003), realizaron registros de fonogramas fetales de 20 a 40 minutos en 12 gestantes entre 28 a 41 semanas de gestación. Ellos compararon el fonograma fetal con un registro de ultrasonido tomado simultáneamente y encontraron los siguientes patrones:

- *Una gran señal irregular.*- esta señal tiene una forma irregular y al pasarla a través de un filtro pasa banda de baja frecuencia, tiene una amplitud de al menos tres veces la línea de base.
- *Un patrón sinusoidal.*- esta señal fue definida como un patrón fluctuante que apareció después de pasar a través de un filtro pasa banda de baja frecuencia, con una amplitud claramente distinguible de la línea de base. La señal repetitiva tiene una frecuencia de 10 y 200 ciclos/minuto y no coincide con los patrones de respiración materna.

1.5.1 Frecuencia cardíaca fetal

Para obtener un registro de la frecuencia cardíaca fetal se debe llegar a distinguir dos parámetros, siendo estos la línea de base y los cambios periódicos transitorios.

La línea de base es la parte del registro, que determina la frecuencia cardíaca fetal entre, la aparición de un cambio periódico que está definido en función de la frecuencia cardíaca fetal y la variabilidad. Para obtener una línea de base verificable, es necesario contar con un registro, el mismo que durante diez minutos no perciba cambios periódicos (M., 2002).

Los cambios periódicos o transitorios de la frecuencia se dividen en los del tipo acelerativo o desacelerativo, entendidos dichos términos como un aumento o disminución de la frecuencia cardíaca en valores mayores a 15 latidos por encima de la línea base y cuyo retorno se presenta en un período no menor a 15 segundos y no mayor a 2 minutos. Estos cambios están relacionados con diversos estímulos fetales (M., 2002).

1.5.2 Línea de base

1.5.2.1 Frecuencia cardíaca basal

Llamada también normal, está entre los rangos de 110 y los 160 lpm (latidos por minuto). Valores de frecuencia mayores a 160 lpm son descritos como una taquicardia e inferior a los 120 lpm como bradicardia. Existen diferentes clasificaciones para la frecuencia cardiaca basal (Ed., 2010).

Tabla A.2: Clasificación de la frecuencia basal según hon.

- CLASIFICACIÓN DE HON

Latidos Por Minuto	Patología
180	(>) Taquicardia marcada / (<) Taquicardia moderada
160	(>) Taquicardia moderada / (<) Normal
120	(>) Normal / (<) Bradicardia moderada
100	(>) Bradicardia moderada / (<) Bradicardia marcada

Fuente: (Ed., 2010).

Tabla A.3: Clasificación de la frecuencia basal según caldeyro-barcia.

- CLASIFICACIÓN DE CALDEYRO - BARCIA

Latidos Por Minuto	Patología
180	(>) Taquicardia marcada / (<) Taquicardia moderada
160	(>) Taquicardia moderada / (<) Taquicardia débil
150	(>) Taquicardia débil / (<) Normal
120	(>) Normal / (<) Bradicardia débil
110	(>) Bradicardia débil / (<) Bradicardia marcada

Fuente: (Ed., 2010).

Tabla A.4: Clasificación de la frecuencia basal según Wood.

- CLASIFICACIÓN DE WOOD

Latidos Por Minuto	Patología
160	(>) Frecuencia Cardiacas rápida / (<) Normal
120	(>) Normal / (<) Frecuencia Cardiacas Lenta

Fuente: (Ed., 2010).

Tabla A.5: Rangos de frecuencia de los sonidos cardiacos fetales

- BANDA DE FRECUENCIA DE LOS SONIDOS CARDIACOS FETALES

Soplo Audible	Rango de Frecuencia
S1	50-70 Hz
S2	20-40 Hz

Fuente: (Kovacs, 2009).

1.5.2.2 Variabilidad de la línea de base

Siendo el rango normal desde los 120 a los 160 lpm para la línea base, el término variabilidad sirve para expresar cualquier aumento o disminución de ésta frecuencia más allá del intervalo (Kerner R, 2004).

Entonces toda irregularidad en el registro de la frecuencia cardiaca fetal basal, se denomina variabilidad de la línea de base, tomadas en la duración de los intervalos entre dos ondas R (electrocardiograma).

Las oscilaciones de la línea de base son el producto de variabilidad que existe latido a latido, y permite ver las diferencias existentes en la duración de los ciclos cardiacos sucesivos. Dicha valoración se la puede alcanzar con un registro de muy alta fidelidad, obtenido solo mediante ECG, por lo que resulta muy complejo evaluar este parámetro con fonocardiología (Kerner R, 2004).

Los valores de una variabilidad normales, indican una estabilidad fisiológica de la capacidad de oxigenación cerebral del feto, sin embargo existen varios factores capaces de modificar dicho parámetro, por lo tanto, es importante conocer los estados fetales que pueden aumentar o disminuir la variabilidad, siendo estos algunos:

- La variabilidad en fetos entre las 21 y 30 semanas de gestación es significativamente inferior a la de fetos entre las 31 y 40 semanas.
- Ritmos circadianos⁵ y ultradianos⁶.
- Hipoxia e hipercapnia.
- Anencefalia y sufrimiento cerebral. Variabilidad inferior a cinco latidos por minuto.
- Fármacos.

1.5.3 Cambios periódicos o transitorios

Son modificaciones de la frecuencia cardiaca fetal, que son relacionados con la aparición de contracciones uterinas, movimientos u otros estímulos fetales, con una recuperación de la línea de base en un plazo mínimo de 15 segundos y máximo de dos minutos (Ed., 2010).

Las aceleraciones transitorias son asociadas principalmente a la actividad fetal y su mecanismo no está estudiado en su totalidad. Sin embargo, no todo movimiento fetal produce una aceleración, ni toda aceleración se relaciona con actividad fetal. Tomando en cuenta que la actividad fetal de menos grado suele ser incapaz de modificar la frecuencia cardiaca y es preciso tener en cuenta, que la percepción por parte de la madre en cuanto a la movilidad fetal solo determina una mínima proporción de la misma.

1.5.4 Desaceleraciones periódicas o transitorias

Es la terminología que se le da a los descensos de la frecuencia cardiaca fetal que está por debajo de la línea de base, también son llamadas dips o bradicardias (Ed., 2010).

⁵ Los ritmos circadianos (del latín circa, que significa 'alrededor de' y dies, que significa 'día') o ritmos biológicos son oscilaciones de las variables biológicas en intervalos regulares de tiempo (Pinel, 2005).

⁶ El ritmo ultradiano, dentro de la cronobiología, denota actividades biológicas que ocurren en ciclos fisiológicos de 20 horas o menos (Pinel, 2005).

Existen diferentes tipos de desaceleraciones y cada una de ellas tiene diferente origen, a continuación se presentan algunas de ellas:

- Desaceleraciones precoces o dips tipo 1 o desaceleraciones precoces.
- Desaceleraciones variables o dips de tipo umbilical.
- Desaceleraciones tardías o dips de tipo 2 o de enlentecimiento tardío.

1.6 Transductor de sonido

Existen varios tipos de micrófonos o transductores que pueden ser escogidos para la recepción de sonidos corporales desde la piel. Estos incluyen los siguientes:

Micrófonos de Capacitor, donde la vibración inducida de una lámina metalizada (que forma la una placa del capacitor) cambia la capacitancia entre ésta y otra placa, induciendo una variación del voltaje del capacitor bajo condiciones de carga constante.

Micrófonos de Cristal o Piezoeléctrico, en el cual la presión del sonido hace vibrar un cristal piezoeléctrico, generando directamente un voltaje proporcional a (dp/dt) , donde p es la presión del sonido en el micrófono.

Micrófonos Electret, son sensores de capacitor variable el cual consta de una placa con una permanente carga electrostática, mientras el movimiento de la placa varia la capacitancia, induciendo un voltaje amplificado. Este tipo de micrófonos son de menos tamaño, son encontrados en prótesis auriculares, son más fáciles de procesar, entre otros beneficios electrónicos (Caldwell, TIDU765-Enero 2015).

Los micrófonos generalmente tienen buena respuesta a altas frecuencias para sonidos endógenos del cuerpo, es su respuesta a bajas frecuencias la que tiene carencias. Es más, algunos sonidos cardiacos son subsónicos, es decir se encuentran entre los 0,1-20 Hz, mientras que desde los 0,1-10 Hz es generalmente inaudible (Caldwell, TIDU765-Enero 2015).

1.6.1 Comparaciones entre los tipos de transductores

Al momento de buscar el micrófono adecuado, se debe pensar que en la variedad de tecnologías existentes, una de ellas se ajusta mejor a lo que se desea captar por medio del transductor.

Las principales ventajas de un micrófono Electret se asemejan a las de los de condensador y su electrónica es muy básica, por ejemplo (Caldwell, TIDU765-Enero 2015):

- Bajo coste y fácil disponibilidad en el mercado.
- Buena respuesta para el rango audible de frecuencias (lineal en algunos modelos).
- Consta de una pre amplificación interna, que entrega una señal bastante buena en términos de amplitud.
- Mecánicamente resistente.
- Fácil alimentación, de entre 2 a 12V.
- Poco ruidoso.
- Muy sensible.
- Pero así también tiene dos grandes inconvenientes:
- Saturación en alto volumen. El preamplificador se satura al recibir una gran presión sonora.
- Baja respuesta en tonos altos. Esta desventaja por lo general lo descarta para uso en ultrasonidos.

1.6.2 Directividad

Al igual que las antenas, al tener un mayor ángulo de cobertura para la captación de las señales audibles, también captaremos más ruido. Se debe aumentar la directividad si queremos adquirir una señal débil ya que puede perderse con el ruido del ambiente. Existen dos maneras para convertir un micrófono omnidireccional en uno direccional de forma sencilla (Caldwell, TIDU765-Enero 2015).

- Blindando en las direcciones que se desea eliminar, se debe tomar en cuenta materiales como esponjas así también como el corte del material que se vaya utilizar para hermetizar la carcasa del micrófono.
- Añadiendo un reflector. Si se pone una pantalla por detrás del micrófono lograremos evitar la captación de sonidos traseros y a su vez reflejaremos los frontales mejorando su recepción.

1.6.3 Elementos de conexión

En teoría, un micrófono Electret no requiere alimentación, es su preamplificador el que requiere alimentarse para de esta manera poder entregar la señal en valores de amplitud fáciles de realizar algún tipo de tratamiento.

La preamplificación consta básicamente de un FET conectado en modo común a la fuente, pero sin resistencia en la misma.

A continuación se describen los valores de los componentes para la conexión de un micrófono Electret (Caldwell, TIDU765-Enero 2015):

- Para el condensador se puede usar cualquier capacitancia que esté entre 220nF y 220uF y siempre tomando en cuenta que estos elementos actúan como filtros pasa altos y se puede llegar a depreciar frecuencias bajas si se utiliza valores de capacitancia muy bajos.
- Para la resistencia, debido a que la ganancia es directamente proporcional a su valor y que al aumentarla también aumenta la capacidad interna del FET, limita los valores de frecuencia por encima de los valores pasantes. Así también la impedancia de salida del micrófono va a ser igual a esta resistencia e interesa que sea baja para evitar problemas de acople de impedancias. Si esta resistencia es alta, pasará menor tensión por el FET y esto apresurará su saturación. Dicho esto, los valores recomendados son entre 470Ω en relación

con 5V de alimentación y $2,2K\Omega$ con 12V. La idea principal es limitar la corriente a 1mA.

- En cuanto a la tensión de alimentación, se debe tener en cuenta que la tensión máxima que entrega el transductor va en función de la alimentación, es decir, que a 5V el micrófono se saturará con tonos bajos en tanto que para 12V lo hará con mayores tonos.

1.7 Transformada de wavelet

El análisis mediante transformada wavelet (WT), permite la localización conjunta de eventos en tiempo-frecuencia, el cual incluye la técnica de ventaneo con regiones de tamaño variable ver Figura 1.17.

Los intervalos largos de tiempo son utilizados donde se requiere información más precisa a baja frecuencia, mientras que los intervalos cortos se aplican en casos donde se necesita información de alta frecuencia (Ubeyli, 2008).

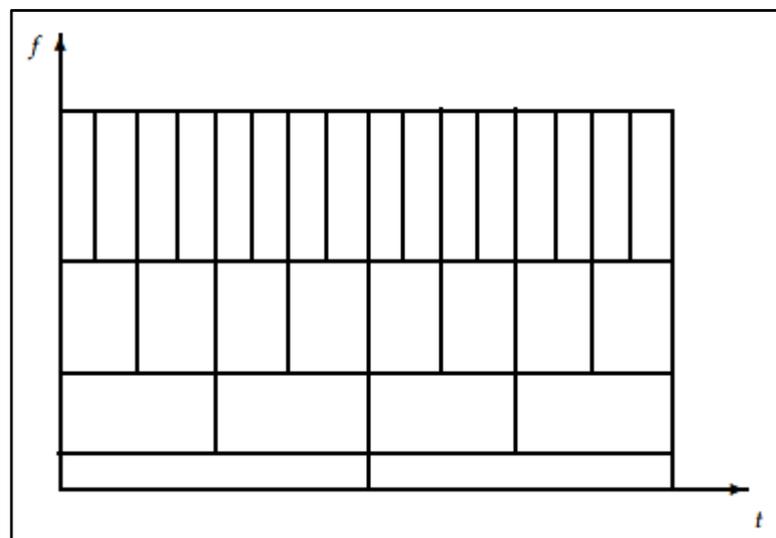


Figura 1.17: Recubrimiento del plano tiempo – frecuencia a través de la WT

Fuente: (F. Ojeda, 2003).

Esta es una herramienta con la que se puede representar y analizar señales de forma distinta a la tradicional con la transformada de Fourier, y se realiza un análisis y descomposición de una señal por medio de escalas múltiples.

La mayoría de autores coinciden en el uso frecuente de la transformada wavelet (WT) para el procesamiento digital de señales FCG por la naturaleza altamente no estacionaria que presenta en este tipo de señales.

En la publicación (S Debbal, 2006), se afirma que es importante mantener la longitud de la ventana de análisis tan corta como sea posible para garantizar la hipótesis de estacionalidad sobre los pequeños segmentos analizados. Esto puede reducir la resolución en frecuencia del espectrograma obtenido, pero si se ajusta el tiempo de deslizamiento de la ventana, se puede obtener un resultado aceptable. Para este caso, el espectrograma se calcula en primera instancia, por medio de una ventana de corta longitud para generar una representación temporal del FCG, luego se aplica una ventana de mayor longitud para generar una representación espectral de la energía del FCG.

La resolución en tales representaciones depende directamente de la longitud de la ventana. De esta manera, la representación temporal permite medir la duración de los ruidos y ciclos cardíacos, mientras que el espectro, asumiendo una buena resolución en frecuencia, permite la caracterización espectral de los sonidos cardíacos (S Debbal, 2006).

Para efectos prácticos, las wavelets se pueden separar en dos grupos: las wavelets redundantes o transformada de wavelet continua (CWT), y las wavelets no redundantes o transformada wavelet discreta (DWT) (Fernanda, 2015).

Las wavelets redundantes o wavelet continua producen mejores resultados en análisis de señales, y en la extracción de características ya que brinda una completa descripción espectro – temporal de la señal analizada. Por otro lado, las wavelets no redundantes

dada la ortogonalidad, presentan resultados buenos al comprimir datos de señal para su almacenamiento (Fernanda, 2015).

Como se mencionó previamente las wavelets son familias de funciones que permiten el análisis de una señal para extraer características de la misma, por lo que una familia de wavelets se define como (ver Ec 1.2):

$$h_{a,b} = \frac{h\left(\frac{x-b}{\alpha}\right)}{\sqrt{|\alpha|}} \quad (\text{Ec1.2})$$

Partiendo de la función madre $h(x)$, agregándole la escala α la cual permite que la onda se dilate o se contraiga, y la variable de traslación b , permitiendo que la señal se desplace en el tiempo.

Para el tratamiento de señales fonocardiográficas solo ahondaremos acerca de la transformada de wavelet continua (CWT), que se define como (Ec1.3):

$$CWT_x^w(\tau, \alpha) = \frac{1}{\sqrt{|\alpha|}} \int x(t) \Psi^* \left(\frac{t-\tau}{\alpha} \right) dt \quad (\text{Ec 1.3})$$

Donde la escala de la wavelet α se puede considerar como el inverso de la frecuencia. La (CWT) revela muchos detalles de la señal, debido a que realiza el proceso de cálculo en forma iterativa hasta que toda la señal es procesada cubriendo todas las escalas (Andrés M. Castaño, 2007).

1.7.1 Familia Wavelet utilizada para filtrado de señal ECG

En el apartado anterior se definió que es la transformada Wavelet y se dieron a conocer los diferentes parámetros que tiene la misma. Sin embargo, dependiendo de las características particulares de cada familia Wavelet, los resultados podrán ser positivos o negativos según en el tipo de señal que se aplique (Romero J. L., 2015).

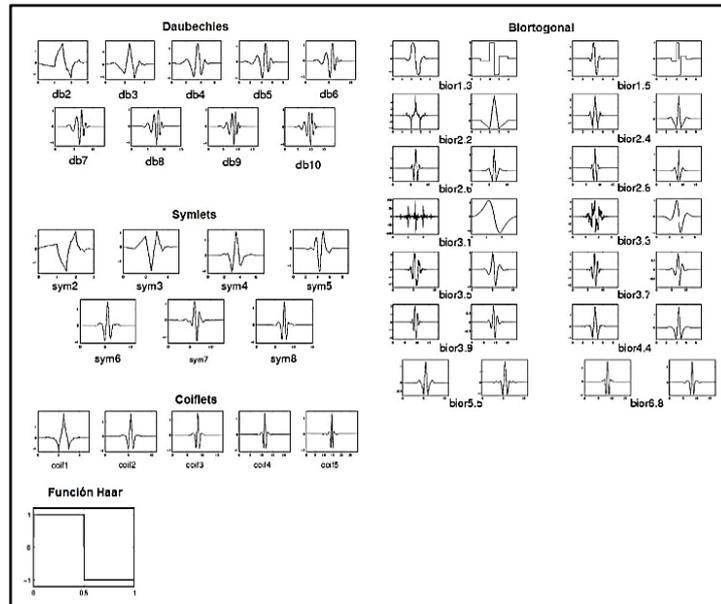


Figura 1.18: Familias Wavelets.

Fuente: (Romero J. L., 2015).

Según la investigación (Romero J. L., 2015), se realizan pruebas de la relación señal ruido de las diferentes familias de Wavelets mediante un algoritmo en Matlab, el cual se configura el tipo de familia y el nivel de la misma consiguiendo la que elimina mayor cantidad de ruido.

A continuación se muestra la tabla de resultados del algoritmo:

Tabla A.6: Clasificación de la frecuencia basal según Wood.

Familia	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4	Nivel 5
Haar	15,24	8,68	3,02	2,69	1,39
dB7	21,84	16,79	5,71	2,97	1,19

dB8	21,75	15,41	5,72	2,19	1,55
dB9	22,15	17,19	6,80	3,12	1,83
dB10	21,95	17,62	4,99	2,79	1,34
Sym3	20,28	17	3,92	2,45	1,34
Sym4	21,12	14,55	4,43	2,67	1,22
Coif1	19,8	11,24	5,33	2	1,30

Fuente: (Romero J. L., 2015).

Como se puede ver en la tabla A.6, la familia Daubechies 9 es la que tiene un mayor nivel de eliminación de ruido para una señal ECG con algún tipo de ruido Gaussiano.

1.7.1.1 Comparación con Filtros Activos Pasa Bajo

Según (Romero J. L., 2015), se compara la técnica con filtrado Wavelet y con filtro pasa bajo desde 3 puntos de vista:

- Desde el punto de vista temporal

La señal filtrada con filtros pasa bajo sufre un retardo y pérdida de ganancia, generando dificultad en un futuro procesamiento de la señal.

Por otro lado, la transformada de Wavelet genera mayor cantidad de variaciones temporales y con esto una menor reducción del ruido.

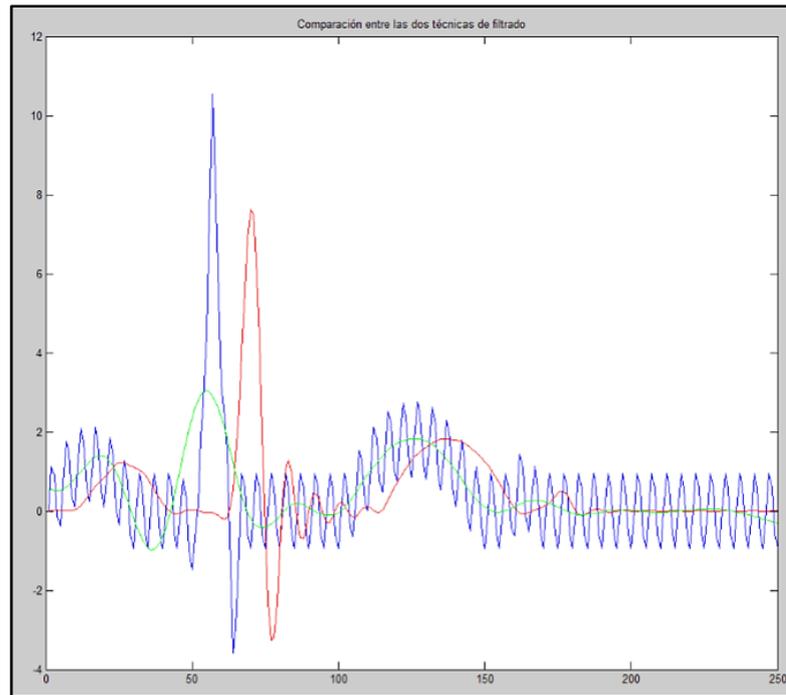


Figura 1.19: Comparación entre dos técnicas de filtrado.

Fuente: (Romero J. L., 2015).

La (figura 1.18) muestra la comparación de un modelamiento realizado entre filtrado Wavelet y Pasa Bajo, en azul se representa la señal con ruido original, en verde la señal filtrada mediante Wavelet (dB9 nivel 4) y en rojo la señal filtrada con pasa bajo.

- Espectros de las señales

Este modelado permite observar en rangos de frecuencias y amplitud las distintas variaciones que se van generando y también permite conocer el comportamiento de las técnicas anteriormente expuestas.

Siendo así, en la figura 1.19 se puede observar que la señal con ruido tiene claramente mayor número de armónicos que las filtradas y también se puede ver como el filtro pasa bajo elimina de mejor manera las altas frecuencias. Sin embargo, en el rango comprendido entre 10-35 Hz se puede observar que el filtrado pasa bajo tiene mayores amplitudes que el Wavelet. Así también se observa que la caída de la curva en Wavelet consta de mayor pendiente lo que significa un mejor filtrado en dicho rango.

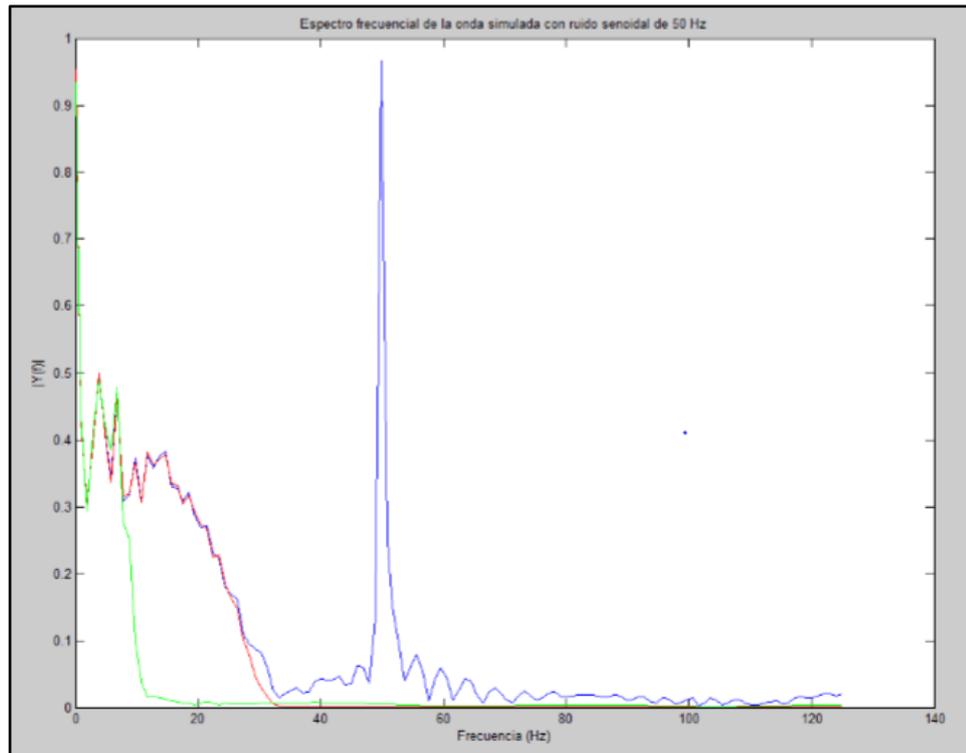


Figura 1.20: Análisis en Espectro de frecuencias.

Fuente: (Romero J. L., 2015).

- Tiempo de Ejecución

En este punto se toma el tiempo computacional que tiene cada una de las técnicas, teniendo los siguientes resultados:

Tabla A.7: Comparación de los tiempos de ejecución y técnica de filtrado.

Técnica	Tiempo (mseg)
Filtrado Paso Bajo	32,08
Filtro Wavelet dB9 nivel 4	146,38

Fuente: (Romero J. L., 2015).

Estos tiempos fueron tomados del modelamiento de filtros realizado con Matlab en (Romero J. L., 2015), concluyendo que el proceso computacional entre Pasa bajo y Wavelet en relación es alrededor de la quinta parte. Por lo tanto después de este análisis podemos sacar las siguientes conclusiones:

Filtrado Pasa Bajo._ Menor esfuerzo computacional, mejor filtrado a altas frecuencias y peor en bajas, presenta un retardo de la señal y pérdida de ganancia.

Filtrado Wavelet._ Mayor esfuerzo computacional, mejor filtrado en bajas frecuencias, mayor número de fluctuaciones.

1.8 Métodos de detección de ritmo cardíaco

Durante el ciclo cardíaco el corazón vibra en su totalidad, provocando una onda acústica que se propaga a través de la pared torácica. La componente principal de la onda acústica es el ritmo cardíaco, esto hace que, tanto la vibración del corazón, como la onda acústica producida, abarquen un amplio espectro de frecuencias, que puede ir desde 1 Hz o menos hasta superar los 1500 Hz (DALCAME, 2015). La amplitud de la señal acústica está en torno a los 80 dB.

Existen diferentes métodos para el análisis y cuantificación del ritmo cardíaco ya sea esté en un ECG o un FCG, teniendo así diferente complejidad y aplicación.

1.8.1 Métodos Estadísticos

Este tipo de método se basa en la cuantificación de la serie RR (ver figura 1.5) a partir de medidas estadísticas como es la media o la desviación estándar. Su aplicación práctica parte de la observación empírica.

La onda R es la primera deflexión positiva del complejo QRS y en la imagen clásica del ECG (ver figura 1.4), es la de mayor tamaño.

Una de las maneras más sencillas para el conteo de la frecuencia cardíaca es la detección del máximo R. Para ello, durante un minuto se cuentan los máximos R que hay en la onda ECG y se deducen de ahí los latidos/min que tiene un individuo (Romero J. L., 2015).

Existe la regla de los 300, la cual explica que con un ritmo regular de electrocardiograma se divide 300 entre el número de cuadros grandes (cinco cuadros pequeños en cada cuadro grande) entre un R y la siguiente (ver figura 1.20) (Romero J. L., 2015).

En la siguiente gráfica se explica la técnica mencionada, en la que se observa que la distancia en cuadros grandes entre un R y el siguiente es aproximadamente 3,7: dividiendo 300 entre 3,7 produce una frecuencia cardíaca de 80 latidos por minuto (Romero J. L., 2015).



Figura 1.21: Representación de un tren de ondas ECGs para una frecuencia cardíaca de 80 latido/minuto.

Fuente: (Romero J. l., 2015).

1.8.2 Métodos Espectrales

Mientras que los métodos estadísticos son incapaces de separar la cantidad de variabilidad del ritmo cardíaco debida a un cierto sistema, los métodos espectrales se aprovechan de la virtud que tienen dichos sistemas de afectar en una banda determinada del espectro de la serie RR. Realizando una separación de bandas se puede obtener información de la modulación de un sistema concreto sobre la variabilidad del ritmo cardíaco (C.R. Vázquez - Seisdedos, 2007).

La utilidad de separar las dos fuentes que provocan la variabilidad del ritmo cardíaco es mejorar la diagnóstico de neuropatías y la prevención de muerte cardíaca súbita. No obstante, los métodos espectrales presentan varias limitaciones que no siempre se tienen en cuenta. Si no se realiza un correcto pre procesamiento de la señal y los métodos de estimación espectral no son los correctos, se pueden obtener resultados erróneos los cuales son propensos a producir diagnósticos o resultados erróneos (C.R. Vázquez - Seisdedos, 2007).

1.8.3 Métodos geométricos

La serie de intervalos R-R son convertidos a patrones geométricos a partir de los cuales se calculan los siguientes índices (Jaime A. Gallo):

- Índice triangular de la VFC
- Índice de variabilidad (ms)
- Índice diferencial (ms)
- Índice logarítmico

1.8.4 Método estadístico – geométrico

Detección del sonido S1 por promediado de puntos en el fonocardiograma para la detección del ritmo cardíaco.

En la publicación (Fernando E. Valdés Pérez, 2009), se presenta un método para determinar la posición del sonido S1 en el fonocardiograma, para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

El método que se propone calcula la posición del sonido S1 en cada latido mediante el promediado de puntos de la señal de energía del fonocardiograma o FCG⁷ (ver figura 1.21).

7 (FCG) Fonocardiograma

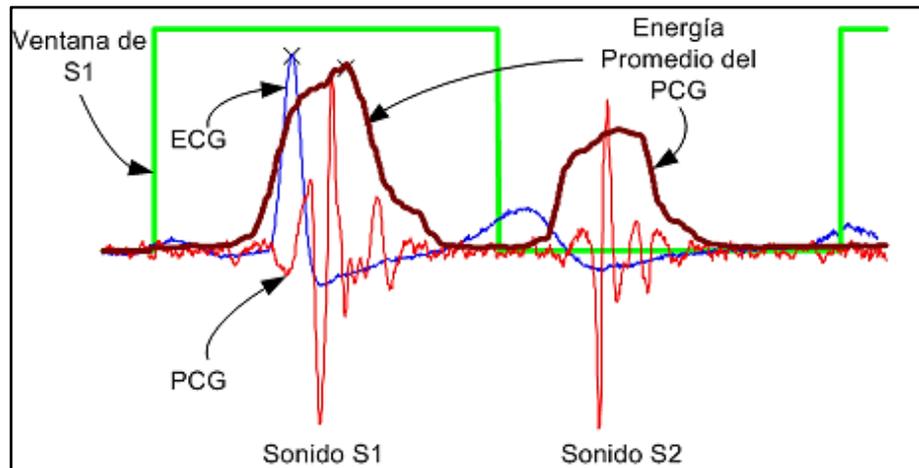


Figura. 1.22: Señal del FCG y la correspondiente energía promedio calculada y se ve marcada la posición del máximo del sonido S1 así como la posición del punto R del ECG.

Fuente: (Fernando E. Valdés Pérez, 2009).

Tradicionalmente, la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) se ha obtenido del intervalo RR de una señal ECG (ver figura 1.5). En (F.E Valdés Pérez, 2009) se muestra cómo obtener la (VFC) a partir del fonocardiograma, utilizando la serie S1S1 en lugar de la serie RR. La serie temporal S1S1 cuantifica el comportamiento del intervalo de tiempo entre dos sonidos S1 consecutivos, latido a latido.

Para construir esta serie, se calcula la energía del fonocardiograma (Mandeep Singh, September 2013) y se toma en cada latido, la posición del punto de máxima energía del sonido S1 (Fernando E. Valdés Pérez, 2009).

El método que se propone para la detección robusta del sonido S1 consiste en promediar las posiciones de inicio, máximo y final de cada sonido S1 determinadas en la señal de energía del FCG.

1.8.4.1 Evaluación del método propuesto.

Para evaluar el método propuesto, se construyen series temporales RR, S1S1 y RS1 (ver figura 1.21) en los registros de ECG y FCG.

La posición de S1 es el promedio de las posiciones de inicio, máximo y final de cada sonido S1 determinadas en la señal de energía del FCG. En el latido k, la posición del sonido S1 se calcula mediante la expresión (Ec 1.4).

$$S1(k) = \frac{1}{3} [S1inic(k) + S1max(k) + S1final(k)] \quad (\text{Ec 1.4})$$

S1inic (k), S1max (k) y S1final (k) son las posiciones en el tiempo del inicio, máximo y final respectivamente, de la energía promedio del sonido S1 en el latido k. S1 (k) es la posición resultante del sonido S1 en el latido k (Fernando E. Valdés Pérez, 2009).

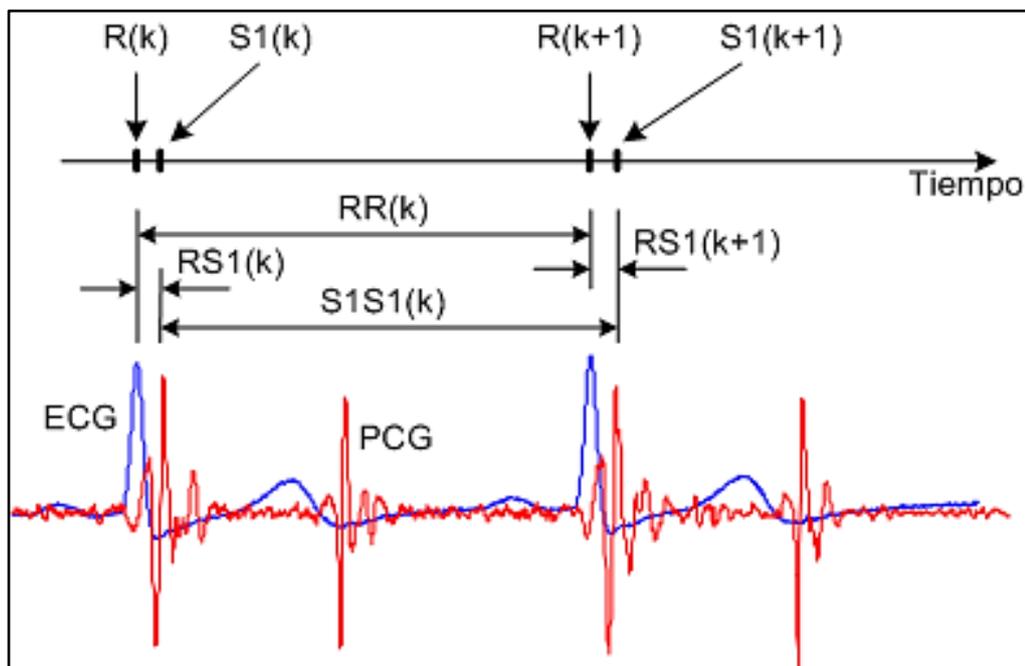


Figura 1.23: Señales de ECG y FCG, con las posiciones en el tiempo de los puntos R y S1promedio e intervalos RR, S1S1 y RS1 en los latidos k y k+1.

Fuente: (Fernando E. Valdés Pérez, 2009).

Una vez construidas las series temporales, se calcula el coeficiente de correlación existente entre la serie RR y de S1S1. Teniendo como resultado final la posición de S1 para realizar la cuantificación de la serie S1S1.

CAPÍTULO 2

ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL

2.1 Introducción

Teniendo un conocimiento más específico acerca de la fonocardiografía y la forma de onda que esta representa, en el presente capítulo se describen detalladamente los circuitos analógicos aplicables para la obtención de la señal deseada así como el acondicionamiento de la misma: adquisición, amplificación y filtrado de la señal requerido para el diseño del hardware.

Para poder procesar la señal se necesita filtrar el ruido o señal no deseada y en ocasiones, la señal resultante es muy pequeña, por lo que se necesitará amplificar. En esta sección se define el funcionamiento y características de los amplificadores instrumentales, al igual que el diseño de varias etapas de filtrado mediante el uso de filtros activos universales.

Debido a las características de la señal que se desea adquirir se muestran las propiedades técnicas mínimas que debe cumplir el transductor.

2.2 Criterios de Diseño

Se deberá tener en cuenta que el sistema a desarrollar tiene características de rango bien definido con relación a la señal que se desea obtener, siendo una de estas su pequeña amplitud por lo que es conveniente usar un diseño analógico para acondicionar dicha señal y posteriormente digitalizarla con el fin de procesarla de manera adecuada.

El acondicionamiento previo que se requiere en la señal se debe principalmente a impedancias acústicas, y posibles problemas de acoplamiento o altas impedancias de entrada al transductor de sonido en el momento de la medición en el vientre materno (Fernanda, 2015). Provocando así pérdidas en la amplitud de la señal e introduciendo ruidos externos o indeseables.

Por otra parte para realizar el procesamiento de la señal previamente acondicionada se diseñara un software el cual pueda desplegar el resultado de la señal y su análisis. A continuación se puede observar el diagrama de bloques que describe de manera general el sistema (ver figura 2.1).

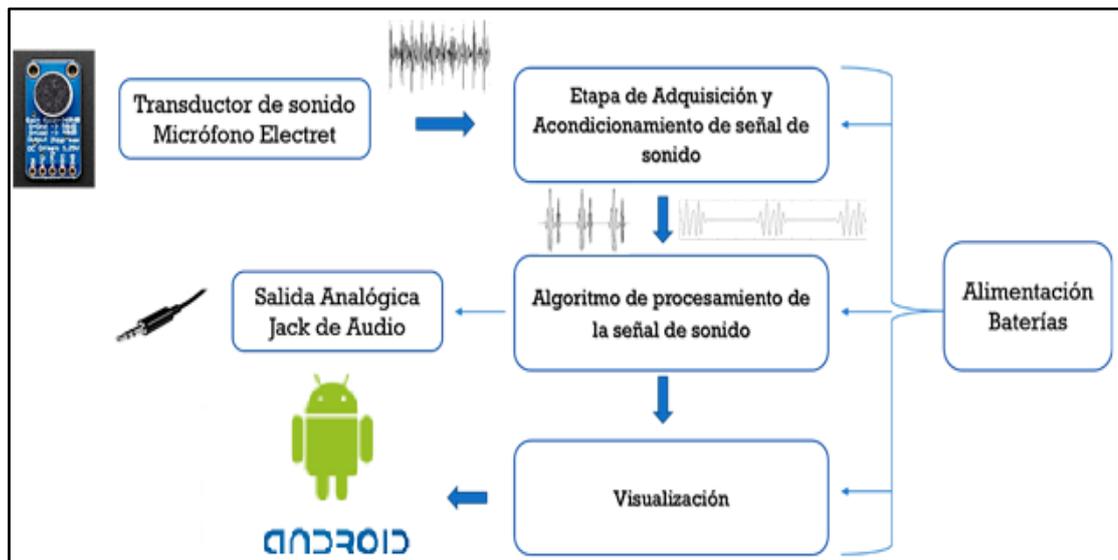


Figura 2.1: Diagrama propuesto del dispositivo de fonocardiografía fetal.

2.3 Adquisición de la Señal

2.3.1 Amplificación Acústica

Para la adquisición no invasiva de los sonidos fetales se optó por una amplificación acústica previa, con el fin de identificar y aislar el latido fetal para un acople directo con un micrófono el cual sería el transductor de la señal deseada. El preamplificador de baja distorsión es una campana metálica de estetoscopio más conocido como Campana de Pinard (figura 2.2), esta es una herramienta para auscultar los latidos

cardíacos del feto durante el embarazo (es.wikipedia.org/Estetoscopio_de_Pinard, 2016), con el objeto de mantener el equilibrio de la presión interna y evitar variaciones en la percepción del sonido externo.



Figura 2.2: Estetoscopio de Pinard.

Fuente: (es.wikipedia.org/Estetoscopio_de_Pinard, 2016).

2.3.2 Transductor de Sonido

Para la realización del fonocardiograma se necesita un transductor que convierta la onda acústica en una señal eléctrica proporcional, por lo que las señales se adquirieron utilizando un micrófono miniatura de alta sensibilidad omnidireccional, tipo Electret con ganancia ajustable modelo (Electret Microphone Amplifier - MAX4466) ver figura 2.3 (ADAFRUIT-MAXIM, 2015).

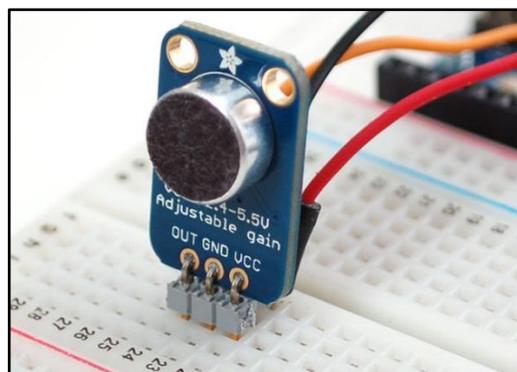


Figura 2.3: Micrófono Electret con ganancia ajustable – MAX4466.

Fuente: (Adafruit, 2015).

Se pudo determinar que un micrófono omnidireccional será la mejor opción para esta aplicación dada la suavidad de la respuesta en un amplio rango de frecuencias bajas sin recorte de la señal o mayores distorsiones, al igual que la mayor capacidad para detectar frecuencias bajas que un micrófono unidireccional.

Otros parámetros importantes a considerar en la selección del micrófono fueron: el rango de frecuencias de operación, relación señal-ruido, rango de voltaje de alimentación, la sensibilidad, el diámetro y el costo.

A continuación se presenta una tabla con las características principales del transductor de sonido utilizado.

2.3.3 Especificaciones.

Tabla B.1: Especificaciones del transductor de sonido

• Directividad:	Omnidireccional
• Sensibilidad (S):	-44 ±2 dB
• Sensibilidad Reducción ($\Delta S-V_s$):	-3 dB
• Voltaje de Operación:	3 V dc (standard), 10 V dc (max.)
• Impedancia de Salida (Z_{out}):	2.2 K Ω
• Frecuencia de funcionamiento (f):	20 ~ 20.000 Hz
• Relación Señal a Ruido(S/N):	60 dBA

Fuente: (Anexo 1).

2.3.4 Diagrama del Transductor de Sonido

El diagrama eléctrico interno del transductor se lo puede ver en la figura 2.4, el esquemático en la figura 2.5 así como más especificaciones en el Anexo 1 (Products, 2015).

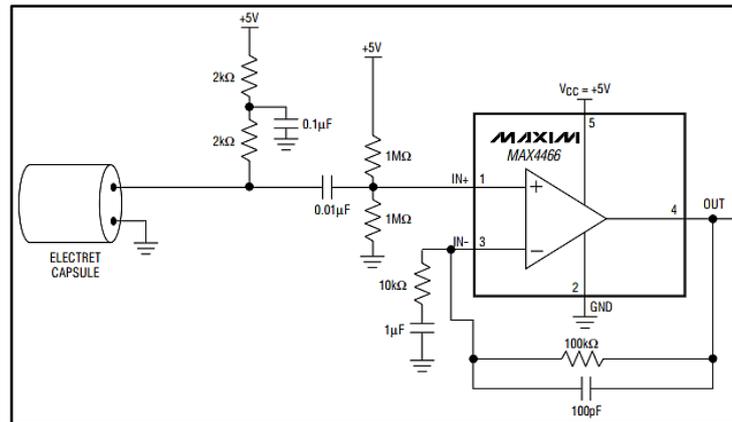


Figura 2.4: Diagrama Micrófono Electret con ganancia ajustable MAX4466.

Fuente: (Products, 2015).

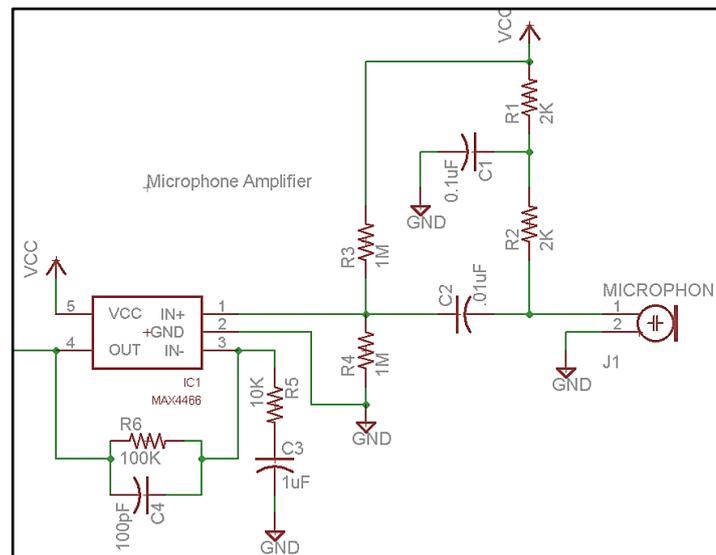


Figura 2.5: Diagrama Esquemático de amplificación MAX4466.

Fuente: (Products, 2015).

2.4 Acondicionamiento de Señal

La obtención de los sonidos cardiacos se realizara mediante un estetoscopio de Pinard mencionado anteriormente, en el cual habrá un acople entre el transductor de sonido o micrófono y el fonendoscopio fetal con el objetivo de transmitir los sonidos cardiacos con la menor distorsión y pérdida de amplitud posible. Ya que la auscultación en la pared abdominal de la madre será localizada como se puede observar en la (figura 2.6).

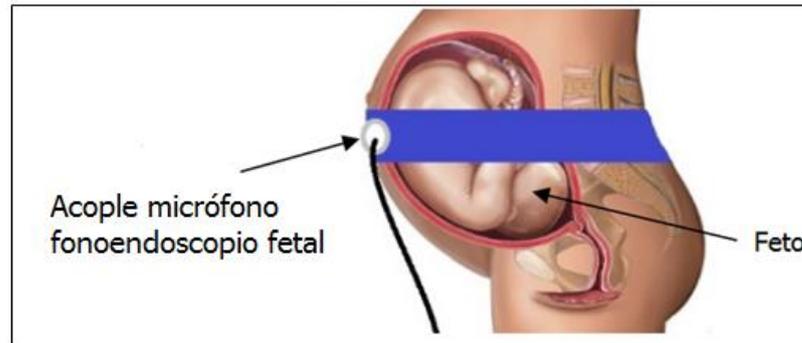


Figura 2.6: Obtención localizada de sonidos cardíacos en la pared abdominal materna.

Fuente: (Jenna Boeing, December 11, 2012).

En la etapa de acondicionamiento se presenta un diagrama (figura 2.7) que explica de manera general como se cumplirá los procesos en ésta etapa.

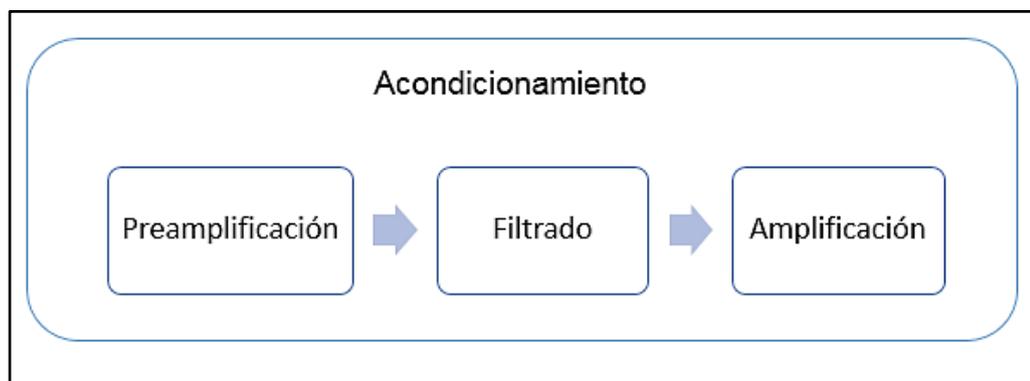


Figura 2.7: Diagrama Etapa de Acondicionamiento de Señal.

2.4.1 Pre amplificación

En la etapa de pre amplificación se utilizarán amplificadores de instrumentación, los cuales son componentes de gran importancia en los sistemas de bioinstrumentación; sus características deben ajustarse a las condiciones impuestas por la señal a amplificar y al entorno físico de aplicación (Yesid Santafé Ramón, 2010).

2.4.1.1 Amplificadores Instrumentales

Un amplificador de instrumentación es un dispositivo que amplifica la diferencia entre dos señales de entrada mientras rechaza todas las señales que son comunes en ambas entradas (Pedraza, DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN PROTOTIPO DE FONOCARDIÓGRAFO, 2007) (figura 2.8), cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizada para que funcione de acuerdo a sus propias especificaciones.

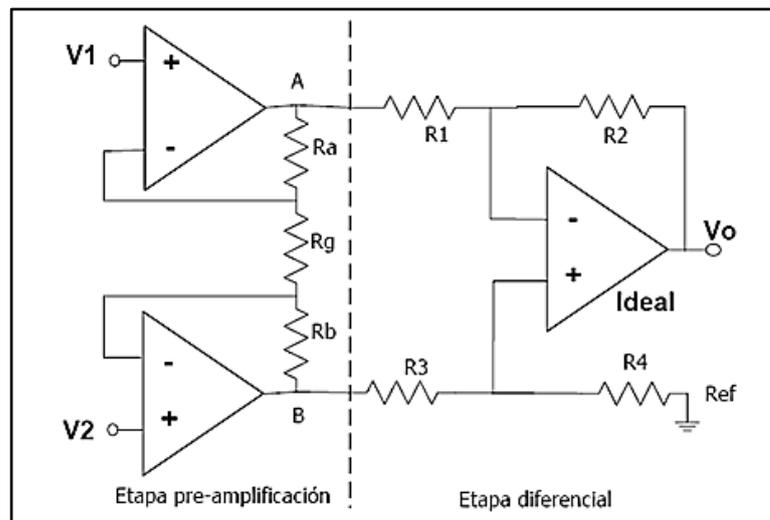


Figura 2.8: Amplificador de Instrumentación.

Fuente: (Wikipedia - Enciclopedia libre, s.f.).

Los amplificadores de instrumentación surgen ante la necesidad de medir tensiones de un nivel muy bajo en presencia de señales indeseadas (ruidos).

Haciendo referencia a la figura 2.8. Se tiene que $R_a=R_b$, $R_1=R_3$ y $R_2=R_4$.

Teniendo en cuenta lo anterior y que adicionalmente R_1 es igual a R_2 , el voltaje de salida está dado por la siguiente ecuación (Ec 2.1):

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_1}{R_g} \right) \quad (\text{Ec 2.1})$$

Pero si por el contrario, R1 es diferente a R2, entonces el voltaje de salida será (Ec 2.3):

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_1}{R_g} \right) \frac{R_3}{R_2} \quad (\text{Ec 2.3})$$

Los amplificadores de instrumentación deben cumplir con los siguientes requisitos:

- Ganancia: seleccionable, estable, lineal.
- Entrada diferencial: con CMRR (Razón de rechazo en modo común) alto.
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones de offset
- Impedancia de entrada alta
- Impedancia de salida baja

2.4.1.2 Circuito de Preamplificación

Para la realización de la presente etapa se optó por el amplificador de instrumentación AD620, el cual es un amplificador de alta precisión, bajo ruido y alta relación de rechazo en modo común CMRR (mínimo 100dB a una G=10) (ver figura 2.9).

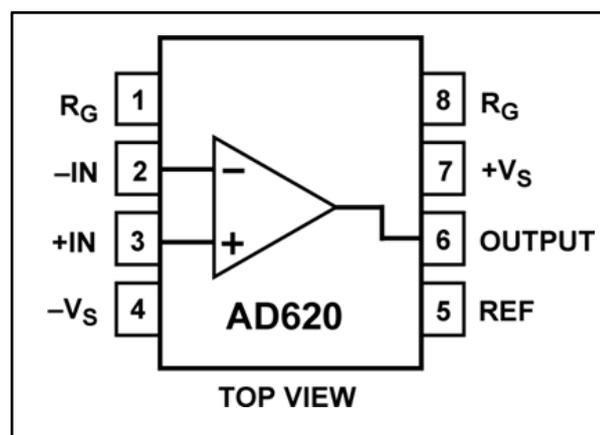


Figura 2.9: Diagrama AD620 – Amplificador Instrumental.

Fuente: (Devices, 2015).

Este amplificador de instrumentación está basado en la configuración de tres amplificadores operacionales. La ganancia que proporciona el AD620 se ajusta

mediante una resistencia externa entre el pin 1 y 8, por lo que dicho amplificador posee una alta impedancia de entrada (100 MΩ) que resulta conveniente para el tipo de micrófono utilizado.

2.4.1.3 Especificaciones

Tabla B.2: Especificaciones Amplificador de Instrumentación.

• Elección de ganancia con un resistor externo, rango de ganancia de 1 a 1000.
• Rango de alimentación de ±2.3 V a ±18 V.
• Corriente máxima de consumo 1.3mA
• Ancho de banda 120khz, G = 100

Fuente: (Devices, 2015) (Anexo 2).

La ganancia adecuada del amplificador dependerá de las necesidades y de la aplicación del mismo, pudiendo así determinar para este estudio mediante cálculos y mediciones una ganancia de 100, que genera la mejor relación Señal/Ruido.

2.4.1.4 Calculo de Ganancia

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{G - 1} \quad (\text{Ec 2.3})$$

$$G - 1 = \frac{49.4K\Omega}{R_G} \quad (\text{Ec 2.4})$$

$$G = \frac{49.4K\Omega}{500} + 1 = 97.8 \quad (\text{Ec 2.5})$$

La ganancia calculada es aproximadamente igual a 100 por lo que fue la máxima ganancia que se pudo obtener sin distorsión de la señal de entrada. La ganancia requerida para la amplificación de los ruidos fetales debe ser por lo menos de 97.8 para tener una representación óptima de la señal de interés, la cual se logró obtener.

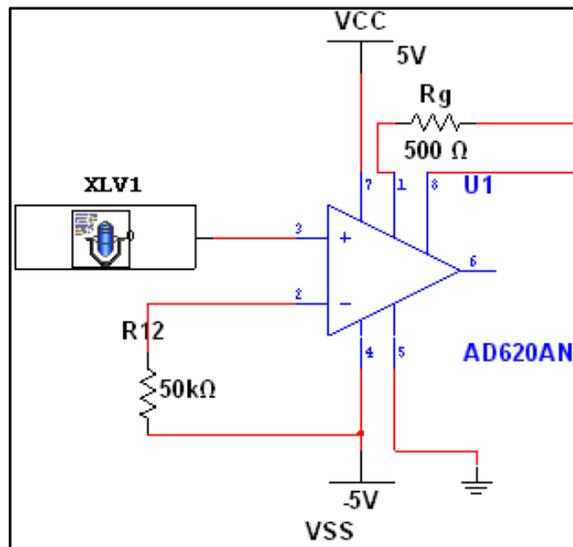


Figura 2.10: Circuito diseñado para la etapa de preamplificación.

Como se muestra en la figura 2.10, se compensó la entrada negativa del pin 2 del amplificador con el fin de eliminar el voltaje de corriente directa producido por la fuente de energía del micrófono, esto se realizó introduciendo un voltaje negativo de $-V_{cc}$ y por medio de un potenciómetro de $50\text{ k}\Omega$.

2.4.2 Filtros Activos

Los filtros son circuitos capaces de controlar las frecuencias permitiendo o no el paso de estas dependiendo de su valor establecido. Se definen como activos ya que constan de elementos como amplificador operacional.

Se dice entonces que un filtro es un circuito selectivo en frecuencia que se emplea para atenuar cierto intervalo de frecuencias o componentes espectrales de la señal de entrada.

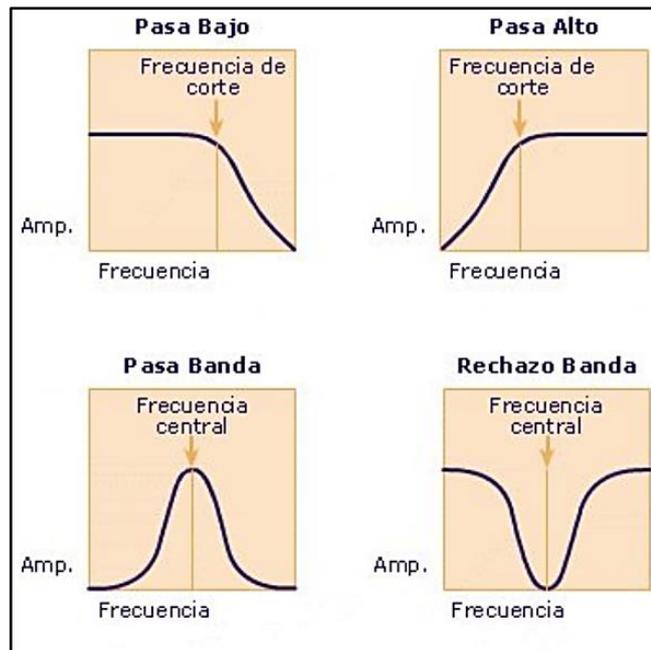


Figura 2.11: Tipos de Filtros.

Fuente: (Arthur B. Williams, 2006).

En esta etapa se da la implementación de dos filtros activos pasa banda que se encargarán de eliminar toda aquella fuente de ruido que no sea de interés, así como de permitir resaltar alguno de los ruidos cardiacos fetales.

Existen diferentes tipos de filtros y aunque todos cumplen la misma función unos pueden ser mejores que otros dependiendo de su aplicación, entonces para el filtrado de audio se busca una respuesta en frecuencia lo más plana posible. El filtro de tipo Butterworth de segundo orden es el que da mejores resultados para producir la respuesta más plana posible hasta la frecuencia de corte.

2.4.2.1 Diseño de filtros activos

La señal que se desea obtener no es menor de 5 Hz ni mayor de 150 Hz, sin embargo, no es conveniente muestrear en un ancho de banda que abarque ese intervalo, ya que normalmente el primer y segundo ruido cardiaco se encuentra alrededor de 80Hz y 40 Hz respectivamente. El diseño de filtro activo se lo realizo con un circuito integrado o

filtro activo universal UAF42 y sus características se las pueden encontrar en la hoja de datos respectiva (*datasheet*⁸).

2.4.2.2 Filtro activo universal UAF42

El UAF42 de *Burrn – Brown* es un integrado específico diseñado con el fin de facilitar y solucionar con mucha precisión y rapidez el diseño de filtros de audio analógicos (SOLANS).

El filtro universal puede ser configurado para un amplio rango de filtros pasa bajo, pasa alto y pasa banda. Utiliza una arquitectura analógica de estado variable clásico con amplificador inversor y dos integradores (ver figura 2.12). Los integradores incluyen sobre el chip capacitores del orden de los 1000pF al 0.5%. El diseño de este circuito integrado cuenta con un programa el cual permite la implementación de diferentes tipos de filtros tales como Butterworth, Bessel y Chebysev esto permite obtener tanto el tipo de filtro como el orden y las frecuencias de corte adecuadas para el diseño.

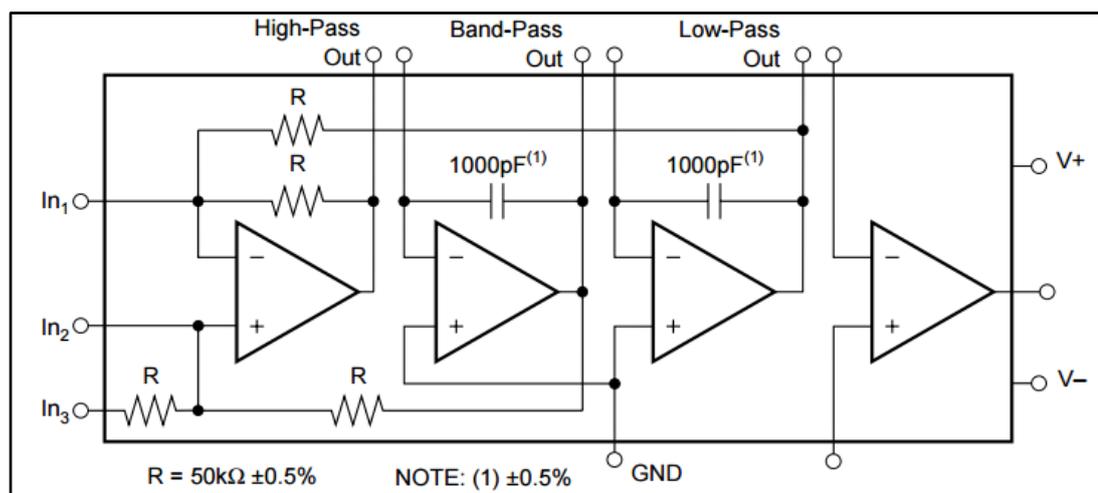


Figura 2.12: Diagrama Filtro Activo Universal UAF42.

Fuente: (Instruments T. , UNIVERSAL ACTIVE FILTER, 2010).

⁸ (*Datasheet*) Hoja de datos de los componentes electrónicos

2.4.2.3 Especificaciones.

Tabla B.3: Especificaciones Filtro Activo Universal.

• Voltaje de alimentación máxima ± 18 V.
• Voltaje de entrada, $V_{in} \pm 0.7V$.
• Respuesta en frecuencia, 1khz

Fuente: (Instruments T. , UNIVERSAL ACTIVE FILTER, 2010) (Anexo 3).

2.4.2.4 Diseño de filtros en software FILTER42

Los filtros que son diseñados por este programa (figura 2.13) son implementados con subcircuitos de filtros en cascada los cuales cuentan con un par de polos complejos o una simple respuesta de polos reales. El programa automáticamente selecciona los sub circuitos requeridos basados en su función de transferencia.

El programa sirve de guía para el diseño del filtro y genera los valores de los componentes y un diagrama de bloques, describiendo el circuito del filtro a implementar.

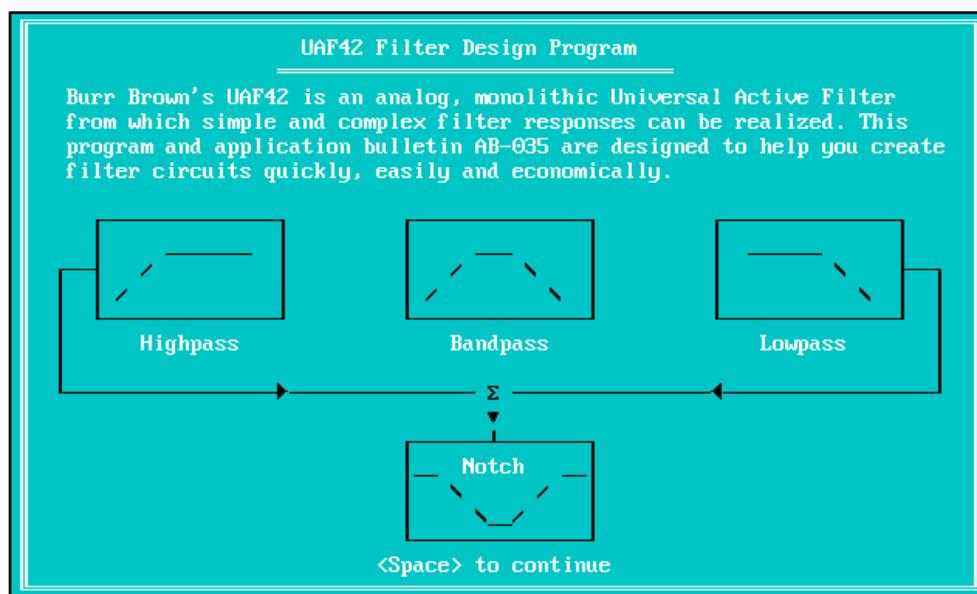


Figura 2.13: Programa diseño de filtro universal.

Para realizar el filtrado analógico necesario se implementó primero un filtro Butterworth Pasa Banda el cual maneja frecuencias de corte de 0.5Hz y 250Hz, pues bien para lograr el filtrado pasa banda se realizó el diseño de dos filtros el uno corresponde al filtro pasa bajo de segundo orden con una frecuencia de corte de 250Hz y el otro un filtro pasa alto de segundo orden con frecuencia de corte de 0.5 Hz, los mismos que se conectaron en cascada para obtener el filtro pasa banda adecuado.

En la (figura 2.14) se puede observar el entorno de desarrollo de los filtros en el software mencionado, el cual tiene las opciones para seleccionar entre 4 tipos de respuesta de filtrado, el tipo de filtro, el número de orden del filtro y las frecuencias de corte de los mismos.

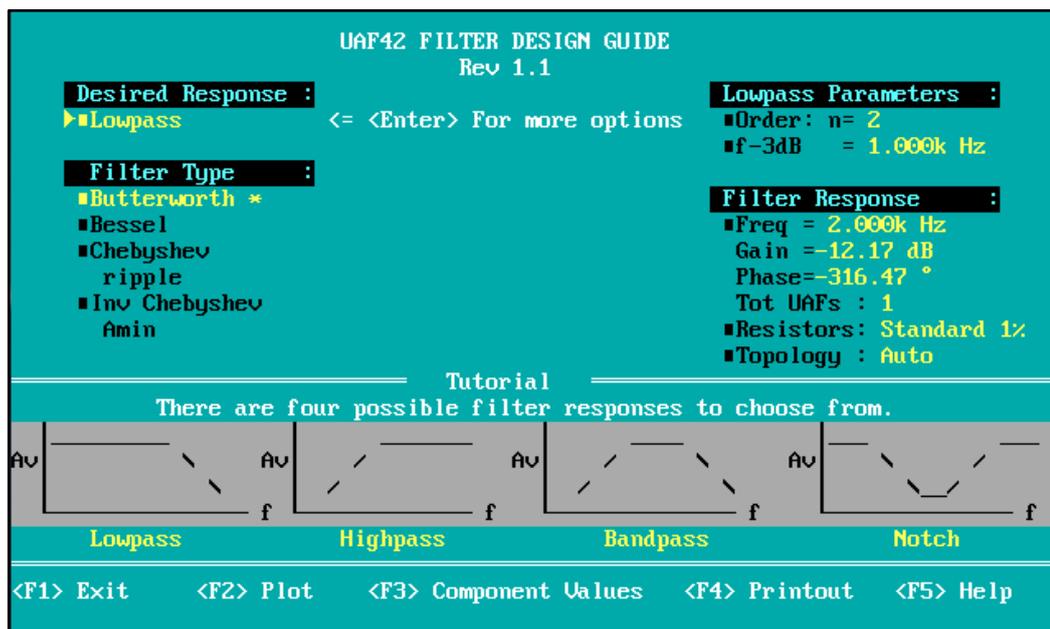


Figura 2.14: Entorno de desarrollo de filtros en software filter 42.

El tipo de topología a usarse en este filtro activo universal para la disposición de los componentes externos será la PP3 (figura 2.15.) (Subcircuito inversor de par de polos) (Stitt, 2000).

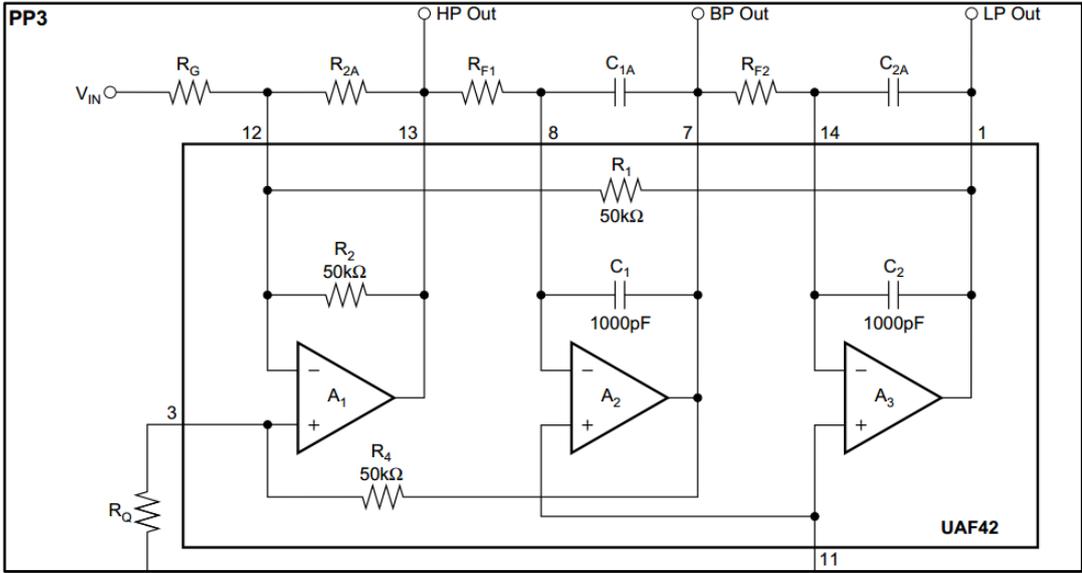


Figura 2.15: Subcircuito inversor de par de polos.

Fuente: (Stitt, 2000).

2.4.2.5 Filtro Activo Pasa Bajo

Este tipo de filtro permite el paso de frecuencias desde una frecuencia 0 hasta una frecuencia determinada; Y presenta ceros a frecuencias altas y polos a frecuencias bajas. En la (figura 2.16.), (figura 2.17) se puede observar el diseño del mismo, el cual tendrá una frecuencia de corte de 250Hz al igual que los valores de los componentes externos para cada circuito dependiendo de la topología que se configure, en nuestro caso es una de tipo PP3 como se muestra en la (figura 2.15.)

UAF42 Filter Component Values							
Response:	Lowpass	Input Config:	Inverting	f-3db	:	250.0Hz	
Type	: Butterworth			Order n	:	2	
				Resistors	:	nearest 1%	
Subckt	f _o	Q	f _z	R _{F1,2}	R _Q	R _G	R _{2A}
C ext	R _p	C _p	R _{z1}	R _{z2}	R _{z3}	Ckt-gain	
Sub Ckt 1	PP3	251.0Hz	707.1m	----	634.0kΩ	44.20kΩ	50.00kΩ
			----	----	----	1.000	----
Gain, Max Uin: 1.00U/U , 10.0U							

Figura 2.16: Valores calculados para componentes de filtro.

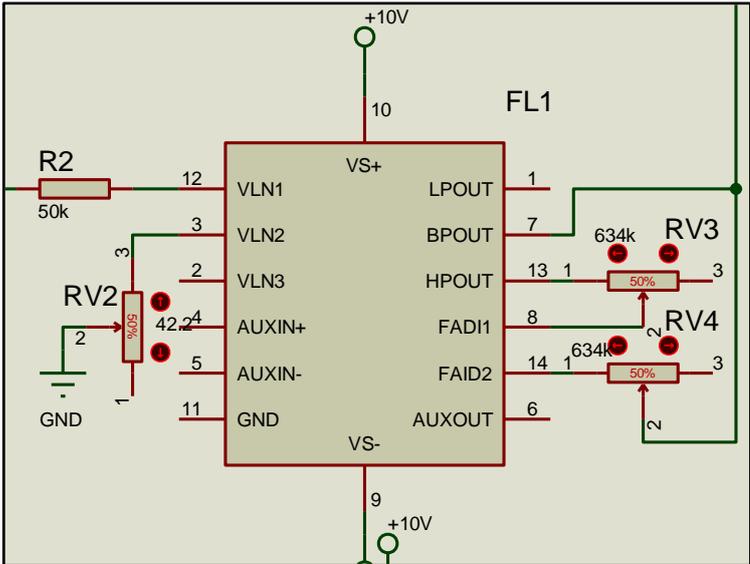


Figura 2.17: Filtro Activo Pasa Bajo.

2.4.2.6 Simulación Filtro Activo Pasa Bajo.

El programa permite ver los resultados gráficos de ganancia y fase del filtro vs. Frecuencia (figura 2.18). Esta característica es usada para realizar una comparación entre los tipos de filtros.

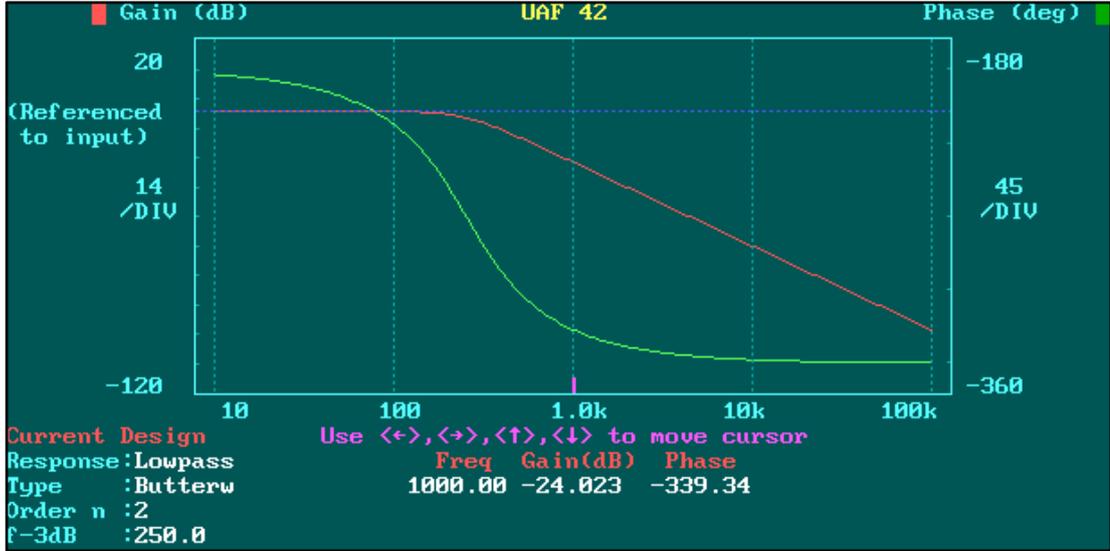


Figura 2.18: Respuesta de ganancia y ángulo de fase vs frecuencia de un filtro pasa bajo tipo Butterworth de segundo orden centrado en 250Hz.

Dependiendo el filtro a diseñar el software usa una función de transferencia (Ec 2.6). En la cual, en esta sección se proporciona una frecuencia natural, ω_n y Q que es el par complejo de polos los cuales determinan las características de respuesta (*datasheet UAF42*).

$$\frac{V_o(S)}{V_i(S)} = \frac{A_{LP}\omega_n^2}{S^2 + S\omega_n/Q + \omega_n^2} \quad (\text{Ec 2.6})$$

2.4.2.7 Filtro Activo Pasa Alto.

Este tipo de filtro permite el paso de frecuencias desde una frecuencia de corte determinada hacia arriba sin tener un límite superior específico; Y presenta ceros a frecuencias bajas y polos a frecuencias altas. En la (figura 2.19),(figura 2.20) se puede observar el diseño del mismo el cual tendrá una frecuencia de corte de 0.5Hz, al igual que los valores de los componentes externos para cada circuito dependiendo de la topología que se configure, en nuestro caso es una de tipo PP3 como se muestra en la (figura 2.15).

UAF42 Filter Component Values								
Response: Highpass		Input Config: Inverting		f-3db : 500.0mHz				
Type : Butterworth				Order n : 2		Resistors : nearest 1%		
Subckt	fo	Q	fz	RF1,2	RQ	RG	RZA	
C ext	Rp	Cp	Rz1	Rz2	Rz3	Ckt-gain		
Sub	PP3	498.7mHz	707.1m	----	3.160MΩ	44.20kΩ	50.00kΩ	----
Ckt 1	100.n	----	----	----	----	1.000		
Gain, Max Uin: 1.00U/U , 10.0U								

Figura 2.19: Valores calculados para componentes de filtro pasa alto.

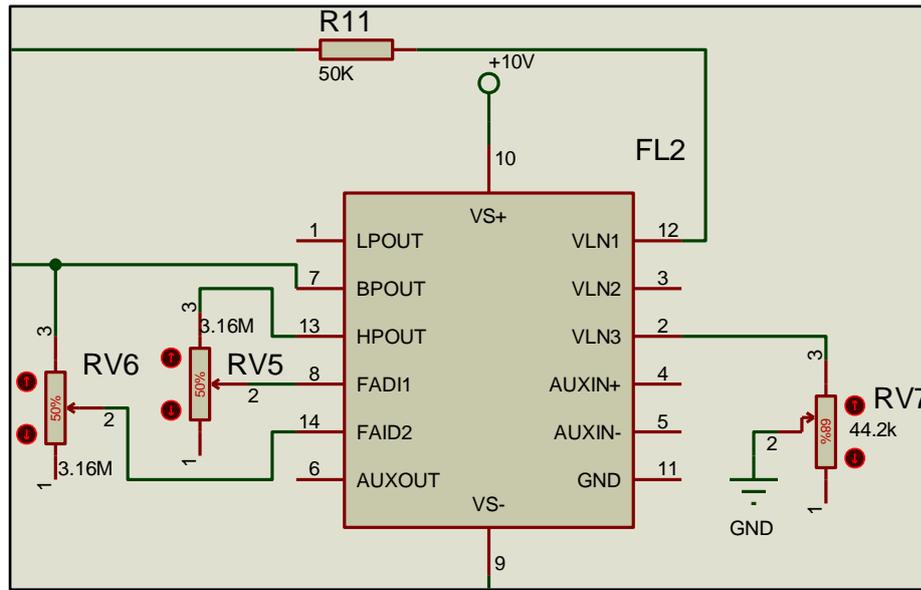


Figura 2.20: Filtro Activo Pasa Alto.

2.4.2.8 Simulación Filtro Activo Pasa Alto.

El programa permite ver los resultados gráficos de ganancia y fase del filtro vs. Frecuencia (figura 2.21). Esta característica es usada para realizar una comparación entre los tipos de filtros.

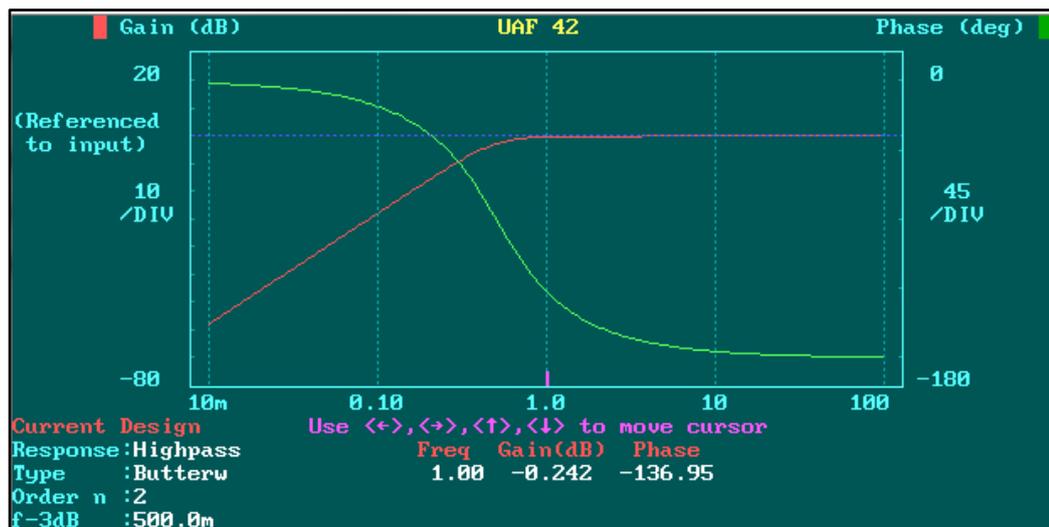


Figura 2.21: Respuesta de ganancia y ángulo de fase vs frecuencia de un filtro pasa alto tipo Butterworth de segundo orden centrado en 0.5Hz.

Los filtros pasa alto también constan de una función de transferencia (Ec 2.7). En la cual en esta sección se proporciona una frecuencia natural ω_n y Q que es el par complejo de polos los cuales determinan las características de respuesta (*datasheet UAF42*).

$$\frac{V_{HP}(S)}{V_I(S)} = \frac{A_{HP}S^2}{S^2 + S\omega_n/Q + \omega_n^2} \quad (\text{Ec 2.7})$$

2.4.2.9 Filtro Activo Pasa Banda

Una vez obtenido un rango definido de frecuencias con el filtrado de 0.5Hz hasta 250HZ se implementará un filtro pasa banda el cual se encargara de un filtrado mucho más preciso y específico en relación a la señal fonocardiográfica. Como ya se mencionó anteriormente dichos ruidos, siendo el primero y segundo de 80Hz y 40Hz respectivamente, permiten pasar todas las frecuencias que se encuentren comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior tal como se muestra en la figura 2.22.

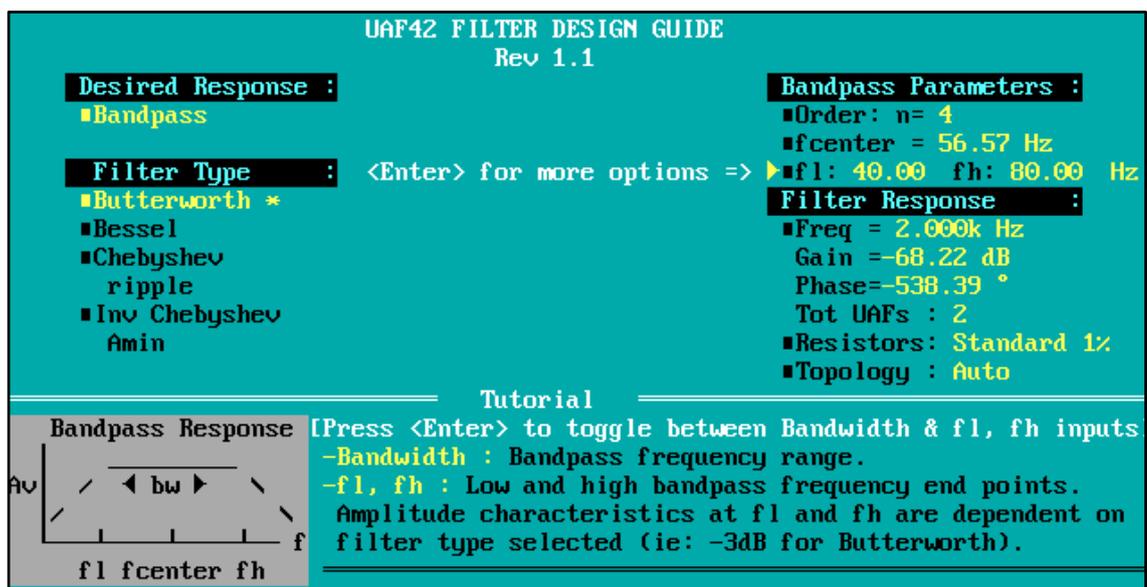


Figura 2.22: Diseño de filtro pasa banda.

Ahora bien el siguiente filtro pasa banda se trata de un tipo Butterworth de cuarto orden con frecuencias de corte de 40Hz hasta 80Hz ver (figura 2.22), se utilizó este tipo de filtro y este orden ya que era el más óptimo para obtener los valores más cercanos a los comerciales para los componentes a usarse en el diseño.

En la (figura 2.23) se muestran los valores de los componentes externos calculados al igual que el número de integrados para construir un filtro de orden 4.

UAF42 Filter Component Values								
Response: Bandpass		Input Config: Noninverting		fcenter : 56.57Hz				
Type : Butterworth				Bandwidth : 40.00Hz				
Order n : 4				Resistors : nearest 1%				
	Subckt	fo	Q	fz	RF1,2	RQ	RG	R2A
	C ext	Rp	Cp	Rz1	Rz2	Rz3	Ckt-gain	
Sub Ckt 1	PP1	72.02Hz	2.065	----	2.210M Ω	23.70k Ω	----	706.4m
Sub Ckt 2	PP1	43.60Hz	2.065	----	3.650M Ω	23.70k Ω	----	678.8m

Figura 2.23: Valores calculados para componentes de filtro pasa banda.

En la (figura 2.24) se muestra el esquema del filtro activo pasa Banda.

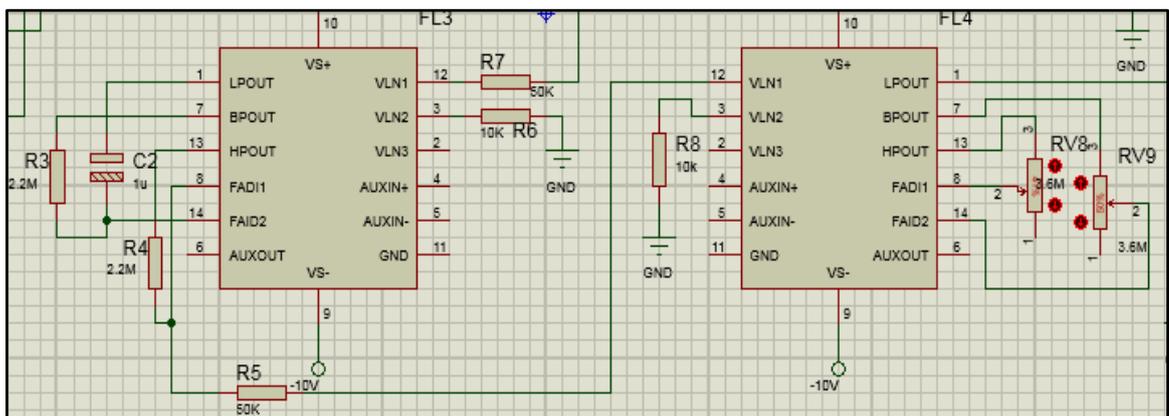


Figura 2.24: Filtro Activo Pasa Banda.

2.4.2.10 Simulación Filtro Activo Pasa Banda

El programa permite visualizar los resultados gráficos de ganancia y fase del filtro vs. Frecuencia se los puede ver en la (figura 2.25).

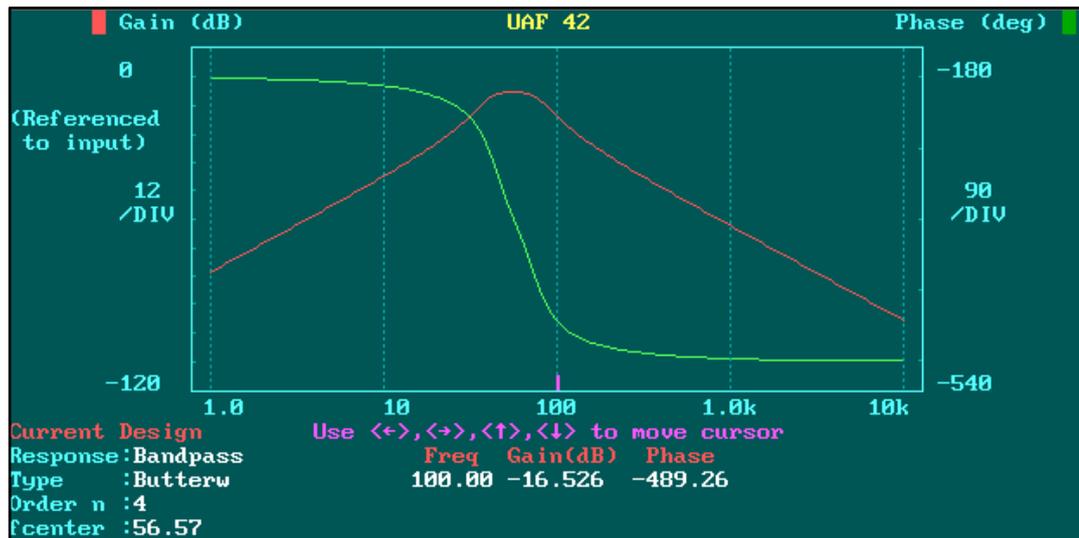


Figura 2.25: Respuesta de ganancia y ángulo de fase vs frecuencia de un filtro pasa banda tipo Butterworth de cuarto orden.

El filtro pasa banda se calcula mediante la función de transferencia (Ec 2.8) para la cual tiene una frecuencia natural ω_n y Q que es el par complejo de polos los cuales determinan las características de respuesta al filtro (*datasheet UAF42*).

$$\frac{V_{BP}(S)}{V_I(S)} = \frac{A_{BP}(\omega_n/Q) S}{S^2 + S \omega_n/Q + \omega_n^2} \quad (\text{Ec 2.8})$$

2.4.3 Amplificación

2.4.3.1 Amplificador Operacional de Baja Distorsión OPA2604

El amplificador de audio utilizado fue un OPA2604 el cual es un amplificador operacional doble con entrada FET, dicho operacional fue diseñado para un desempeño con muy baja distorsión, bajo ruido y un amplio ancho de banda.

La entrada FET de bajo ruido del OPA nos brinda grandes rangos dinámicos aún con fuente de alta impedancia (Instrument, 2015).

2.4.3.2 Especificaciones.

Tabla B.4: Especificaciones Amplificador Operacional de Baja Distorsión.

• Baja distorsión:	0.0003% en 1kHz
• Bajo ruido:	10nV
• Ancho de Banda:	20Mhz
• Ganancia Unitaria:	Estable
• Amplio Rango Alimentación:	$\pm 4.5\text{v}$ a $\pm 24\text{v}$
• Corriente de alimentación:	40mA

Fuente: (Instrument, 2015), (Anexo 4).

El ruido del amplificador operacional es descrito por dos parámetros; ruido por voltaje y ruido por corriente; el ruido por voltaje determina el desempeño del ruido con una fuente de baja impedancia, pero si al contrario esta fuente es de gran impedancia se da un ruido por corriente a la entrada bipolar del amplificador.

El objetivo de diseñar un circuito con el OPA2604 es tener una amplificación posterior a la etapa de filtrado analógico usando un amplificador específico de audio, en el cual basado en la configuración obtenida del *datasheet* del OPA2604 (Anexo 4), se

representa un amplificador de alta impedancia con entrada para un transductor de sonido que obteniendo una ganancia de 100 aproximadamente a 40dB ver (figura 2.26).

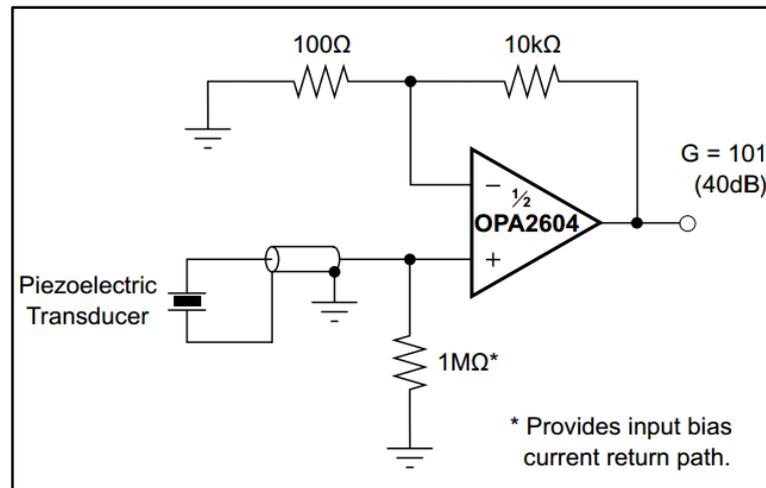


Figura 2.26: Circuito Amplificador de Audio.

Fuente: (Instrument, 2015).

2.4.3.3 Diseño Circuito Amplificador de Audio.

En la (figura 2.27) se muestra el diseño del circuito amplificador que fue tomado como referencia de la hoja de datos del amplificador operacional de baja distorsión mencionado anteriormente. Este circuito se lo verificó con las simulaciones realizadas en software y en pruebas con el circuito físico.

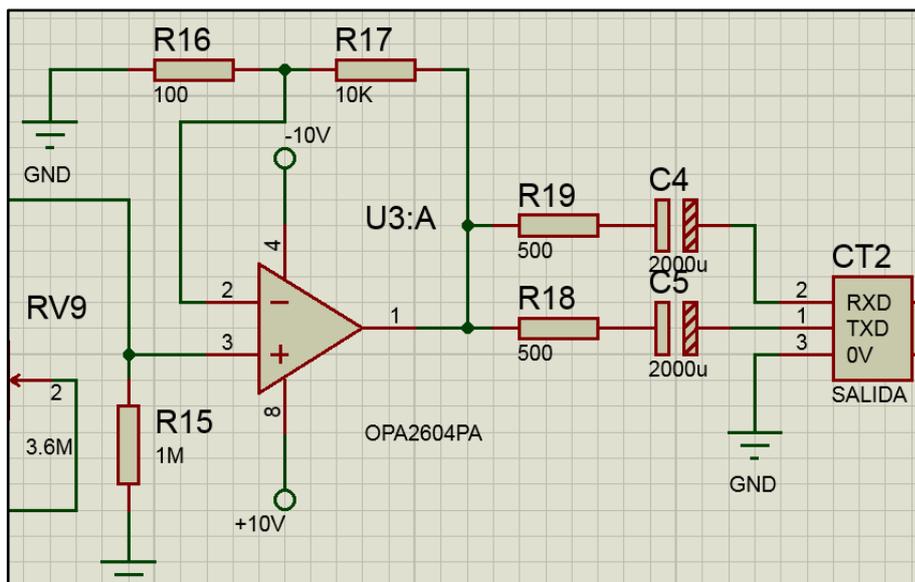


Figura 2.27: Diseño Circuito Amplificador de Audio.

Fuente: (Autores).

2.5 Etapa de Alimentación

Al ser el fonocardiógrafo un dispositivo que necesita autonomía se optó por una alimentación del tipo portátil siendo esta una batería que tendrá un circuito de alimentación y carga. La batería que manejamos es de Polímero de Litio con un voltaje de 3,7V a una corriente de 2000mAh, el sistema será alimentado con dicha batería pero esta contará con un módulo convertidor elevador CC/CC el cual se encarga de convertir la salida de la batería a 5.2v DC, pudiendo de esta manera alimentar los circuitos integrados al igual que el transductor de sonido que trabaja bajo ese rango de alimentación. El módulo elevador mencionado fundamenta su funcionamiento en el circuito integrado TPS61090 que se lo explicara más adelante.

2.5.1 Batería

Tabla B.5: Especificaciones de Batería.

No.	Característica	Descripción	Observación
1	Capacidad	Nominal 2000mAh Mínima 1900mAh	Descarga normal después de carga normal.
2	Voltaje nominal	3.7V	Voltaje de descarga sin conexión.

3	Voltaje en carga.	4.2V	
4	Tiempo de autonomía para el dispositivo.	40''	A pleno funcionamiento.
5	Ciclos de vida útil.	>300 ciclos.	
6	Descarga estándar.	Corriente 0.2uA Voltaje final 3.0V	

Fuente: (SHENZHEN PKCELL BATTERY CO., 2014) (Anexo 5).

A continuación se presentan las dimensiones de la batería usada en el dispositivo (figura 2.28).

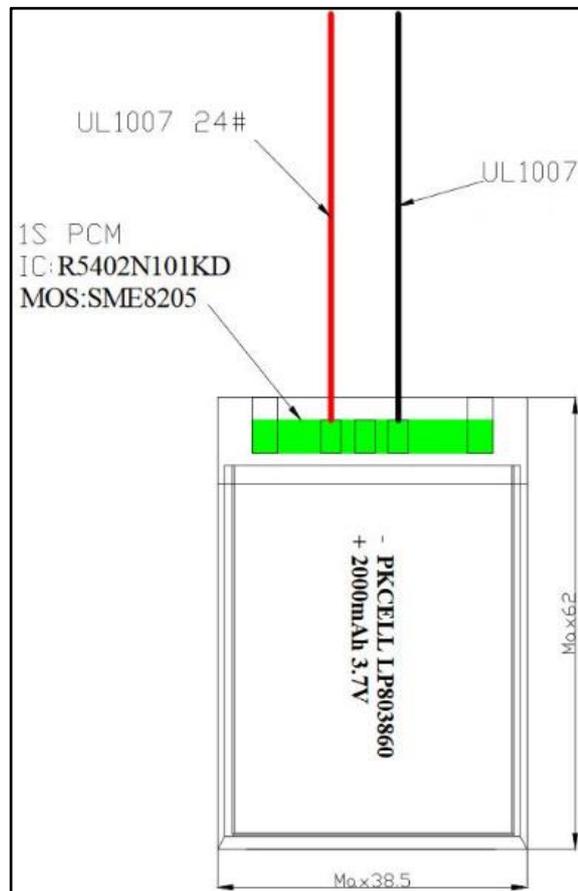


Figura 2.28: Dimensiones de Batería.

Fuente: (SHENZHEN PKCELL BATTERY CO., 2014)(Anexo 5).

En el uso del dispositivo consta de alertas analógicas de tipo visual cuando se presentaba carga baja de batería, carga de batería y el pin “*Enable*” para prendido y apagado del dispositivo.

Para la alimentación de la etapa de filtrado se implementó conjuntamente un módulo para obtener voltajes negativos y positivos partiendo de la alimentación de 5.2V nominales.

2.6 Conexión del Jack de Audio

Posterior a la etapa de acondicionamiento de señal se obtiene una salida previamente amplificada la cual tendrá un conector de audio. Existen dos tipos de conexiones o disposiciones en los denominados Jack de 3.5mm los cuales son utilizados en numerosos dispositivos para la transmisión de sonido en formato analógico, Los llamados TRS (*Tip, Ring, Sleeve*, "Punta - anillo - Cuerpo") y los TRRS (*Tip, Ring, Ring, Sleeve*, "Punta - anillo - anillo - Cuerpo") ambos son de tipo balanceado.

(TRS): Tiene tres conexiones eléctricas, es comúnmente usado para auriculares estéreo, micrófonos estéreo y cables auxiliares. En la mayoría de estos el “*Tip*” es el positivo para un canal de señal estéreo, el “*Ring*” es el positivo de otro canal de señal estéreo y el “*Sleeve*” es la tierra general para los dos canales ver (figura 2.30).

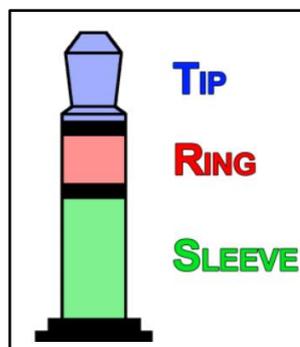


Figura 2.30: Conexiones terminal tipo TRS.

Fuente: (TRRS and TRS Plugs and Sockets Explained, 2015).

(TRRS): Tiene 4 conexiones eléctricas, usualmente usados en auriculares estéreos así también como en el manos libres de los celulares. Tiene la misma disposición de pines que el TRS pero con la diferencia que el TRRS tiene una conexión para entrada de audio hacia el dispositivo al cual se conecte ver (figura 2.31).

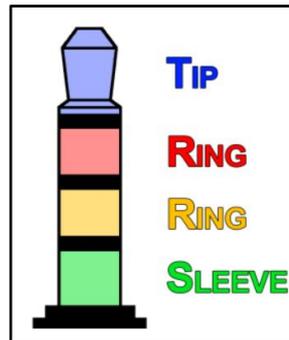


Figura 2.31: Conexiones terminal tipo TRRS.

Fuente: (TRRS and TRS Plugs and Sockets Explained, 2015).

De este último tipo existen dos estándares utilizados por las diferentes marcas de teléfonos inteligentes, el estándar CTIA y el OMPT. Es importante conocer estos estándares, ya que al momento de conectar el prototipo se debe verificar los contactos necesarios del plug de audio analógico.

El estándar CTIA tiene el “*Sleeve*” como positivo del micrófono y el “*Ring*” es la tierra común, por otro lado existe el estándar OMPT, el cual tiene los pines invertidos de tierra y positivo del micrófono, tal como se ilustra en la (Figura 2.32).

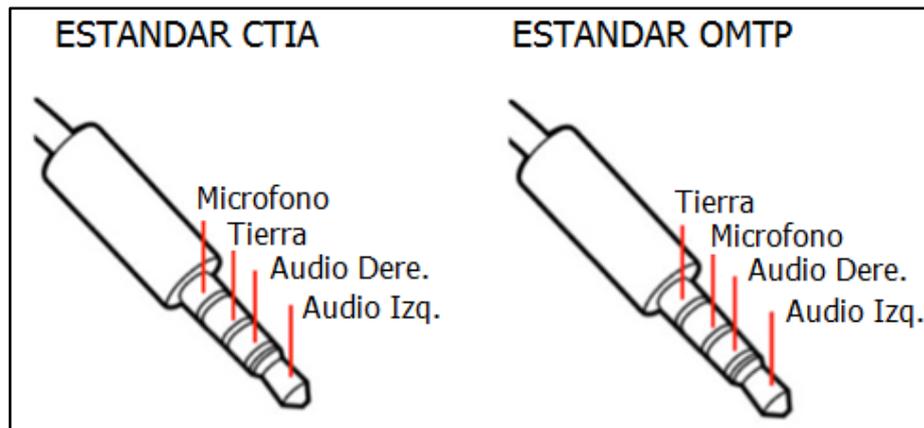


Figura 2.32: Conexiones terminal tipo TRRS.

Fuente: (TRRS and TRS Plugs and Sockets Explained, 2015).

El estándar que se utilizó es el CTIA, ya que la mayoría de *smartphones* utilizan este tipo de conexión para la entrada de auriculares, que es en la que se basó para capturar la señal de audio proveniente de la salida de acondicionamiento y filtrado del prototipo.

CAPÍTULO 3

ANÁLISIS Y VISUALIZACION DE SEÑAL

3.1 Introducción.

En el siguiente capítulo se detalla los procesos relacionados con la visualización de la señal del prototipo a través de la App, así como también la lógica usada para determinar la frecuencia cardiaca fetal.

Al existir la necesidad de analizar, medir, determinar características y un comportamiento de la señal fonocardiográfica adquirida, se prescindió de softwares de procesamiento. Con los cuales se pretendió proveer, al proceso de visualización de la señal y la detección de frecuencia cardiaca, información útil para un mejor desempeño en la aplicación móvil final.

El orden de los siguientes subíndices está expuesto cronológicamente como se fueron desarrollando y de esta manera se rescata lo más importante de cada uno de ellos.

3.2 Adquisición con Biomedical Workbench.

El software de visualización y procesamiento que se utilizó en primera instancia es el Biomedical Workbench de National Instruments, específicamente la función de “*Logger*,” la cual permitió a manera de osciloscopio ver la señal obtenida en la salida de la etapa de acondicionamiento y filtrado.

Adicionalmente, el software permite aplicar filtros digitales de diferentes topologías y ordenes mejorando la señal que se quiere visualizar. A continuación se muestra la configuración de este programa aplicado la señal fonocardiográfica (figura 3.1).

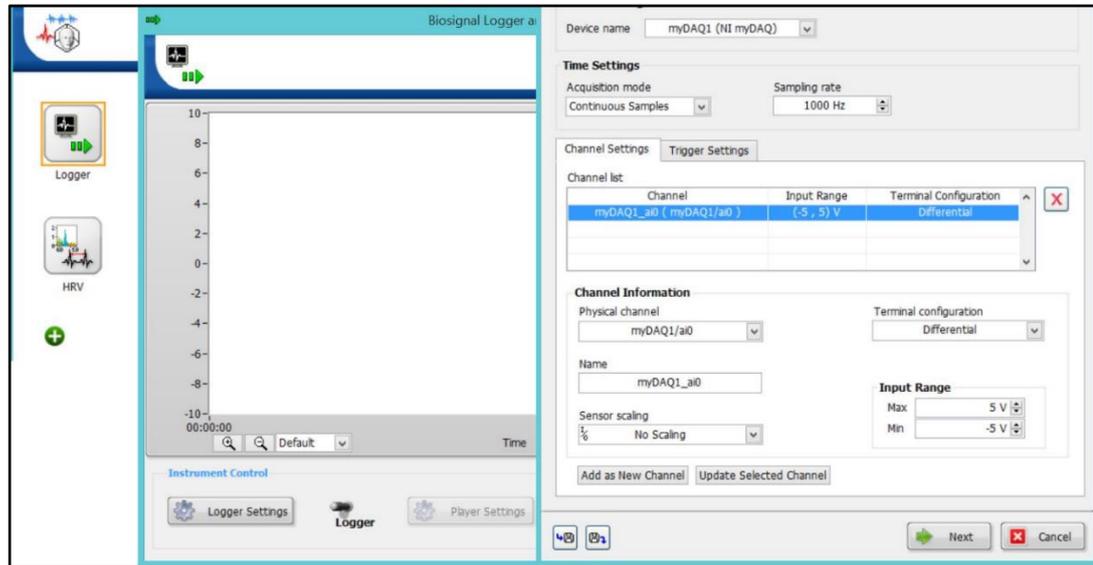


Figura 3.1: Configuración del Logger Biomedical Workbench.

La interfaz que proporciona el *Logger*, permitió visualizar la señal de fonocardiograma adquirida con nuestro dispositivo así como también apreciar la amplitud y nivel de ruido de la misma. A continuación se presenta en la Figura 3.2 lo anteriormente mencionado:



Figura 3.2: Visualización con Logger Biomedical Workbench.

Otra de las ventajas de esta función de “Logger” es que añadiendo otro canal puede visualizar dos o más señales, teniendo en cuenta el número de canales analógicos que tiene la tarjeta de adquisición MyDaq. Por lo tanto, la siguiente ilustración (Figura 3.3) muestra la señal sin y con filtrado del dispositivo.



Figura 3.3: Comparación de Filtrado.

3.3 Grabación de Audio en archivo WAV.

Para una análisis concreto de la forma de onda proveniente de la etapa de hardware se deberá grabar la señal fonocardiográfica digitalizada y visualizada anteriormente, dicho de otra manera se tendrá un registro de las señal de audio en formato digital.

Este bloque se encargara de convertir el fonocardiograma fetal adquirido en un archivo de audio para la interpretación de la señal de manera óptima y su manejo (figura 3.4). Para el desarrollo de dicho software se ha optado por utilizar LabVIEW⁹, el cual es una plataforma de programación gráfica, utilizada para elaborar o crear aplicaciones de ingeniería (National Instruments, 2015).

⁹ (LabVIEW) Laboratorio de Instrumentación Virtual Ingeniería Workbench

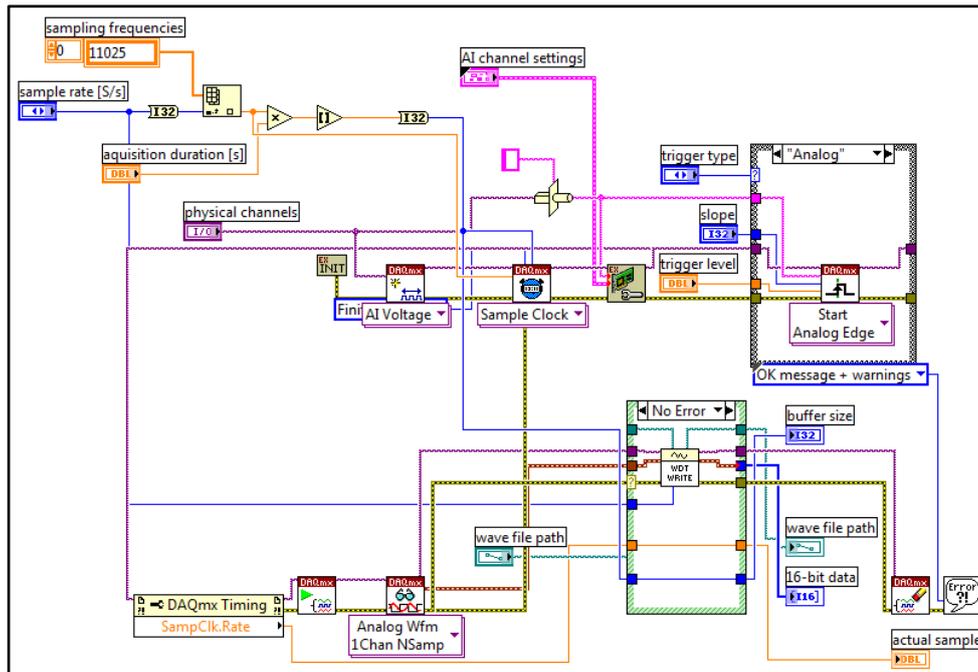


Figura 3.4: Grabador de Audio WAV.

3.4 Métodos Para Análisis de Señal Fonocardiográficas.

Las señales (FCG), al igual que la mayor parte de las señales biomédicas, son no estacionarias lo que significa que su contenido espectral tiene cambios rápidamente en el tiempo y se le puede considerar como estacionaria solo en una ventana de tiempo corto. Por otro lado, debido al trabajo cíclico del corazón a esta señal se la puede denominar ciclo-estacionaria (Jamous, August - 2016).

El cálculo y análisis de espectro es uno de los pilares más importantes en el tratamiento de señales. Por lo que se utilizara un análisis mediante la Transformada rápida de Fourier y la Transformada de Wavelet.

3.4.1 Transformada de Fourier

La transformada de Fourier se caracteriza por la capacidad de analizar una señal en el dominio del tiempo por su contenido en frecuencia (figura 3.5). Este análisis es muy útil en la identificación de componentes de frecuencia de una señal, pero no se puede describir cuando aquellos componentes de frecuencia se produjeron, ya que carece de

resolución en el tiempo. Esto es particularmente importante para señales con contenido de frecuencia variable en el tiempo (Abbas K. Abbas, Phonocardiography Signal Processing, 2009).

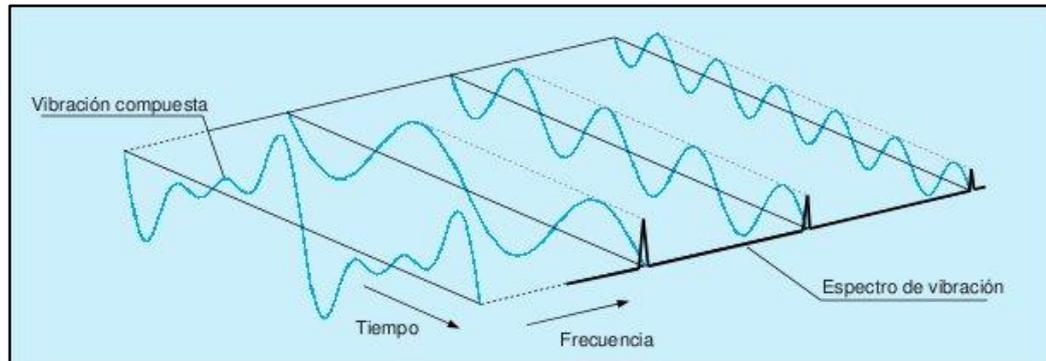


Figura 3.5: Procesado FFT de una onda vibratoria compleja.

Fuente: (Sinais, s.f.).

La señal puede ser analizada por su contenido en frecuencia, debido a que los coeficientes de Fourier de la función de transformada representan la contribución de cada función seno y coseno en frecuencia.

En nuestro análisis aplicamos la (FFT)¹⁰ o la también llamada Transformada rápida de Fourier la cual es un algoritmo que reduce el tiempo de cálculo de n^2 pasos a $n \cdot \log_2(n)$.

3.4.2 Transformada Wavelet

Como ya se vio en el marco teórico otro enfoque que se tiene para llegar al dominio de tiempo-frecuencia es la transformada de wavelet. Es igualmente una transformación lineal, sin embargo, existen dos diferencias principales: primero que la transformada wavelet se puede utilizar con una función de base diferente de ventaneo a las de seno y coseno y en segundo lugar, la anchura y la frecuencia de anchura temporal de la ventana de análisis varía con la frecuencia.

¹⁰ (FFT- fast Fourier transform) Transformada Rápida de Fourier.

3.4.3 Análisis entres FFT y Wavelets

El análisis previsto mediante FFT y Wavelets es con el objeto de tener una referencia en valores que envuelven el espectro de frecuencia adquirido mediante el hardware de fonocardiografía. Por lo que se tendrá una idea general de los componentes de frecuencia analizados posteriormente, con el fin de determinar una frecuencia de muestreo óptima para la visualización en el dispositivo móvil y vincular el concepto de programación móvil de las librerías *mediarecorder* de *audioIn*.

La FFT y la transformada wavelet son ambas operaciones lineales que generan una estructura de datos los cuales contienen (n) segmentos de diferentes longitudes, Las propiedades matemáticas de las matrices que intervienen en las transformadas son similares entre sí (Instruments N. , s.f.). Ambas transformaciones pueden ser vistas como una rotación en el espacio de la función a un dominio diferente (Abbas K. Abbas, *Phonocardiography Signal Processing*, 2009).

Para la FFT, el nuevo dominio contiene funciones de base que son senos y cosenos. Para la transformada wavelet, el nuevo dominio contiene funciones de base más complicadas llamadas wavelets madre.

La disimilitud más interesante entre estos dos tipos de transformadas es que la función wavelet se localiza en el espacio, mientras que las funciones seno y coseno de Fourier no lo están (Abbas K. Abbas, *Phonocardiography Signal Processing*, 2009).

La ventana de onda cuadrada que se genera trunca la función seno o coseno a la anchura determinada. Se utiliza una ventanilla única para todas las frecuencias en la FFT, por lo que la resolución del análisis es el mismo en todas las ubicaciones en el plano de frecuencia.

Una ventaja de la transformada wavelet es que las ventanas varían, con el fin de aislar las discontinuidades que pueden existir en la señal, y se puede tener algunas funciones de base muy cortas al mismo tiempo para obtener un análisis detallado del espectro de frecuencia.

A continuación se describe una relación de un segmento de onda fonocardiográfica fetal (figura 3.6) tomado de la bibliografía (Balogh, 2012). En la parte superior de la figura se muestra la forma de onda original, por otro lado en la parte media se tiene la amplitud instantánea correspondiente a dicha onda y en la parte inferior el segmento en el dominio de tiempo con la transformada de wavelet.

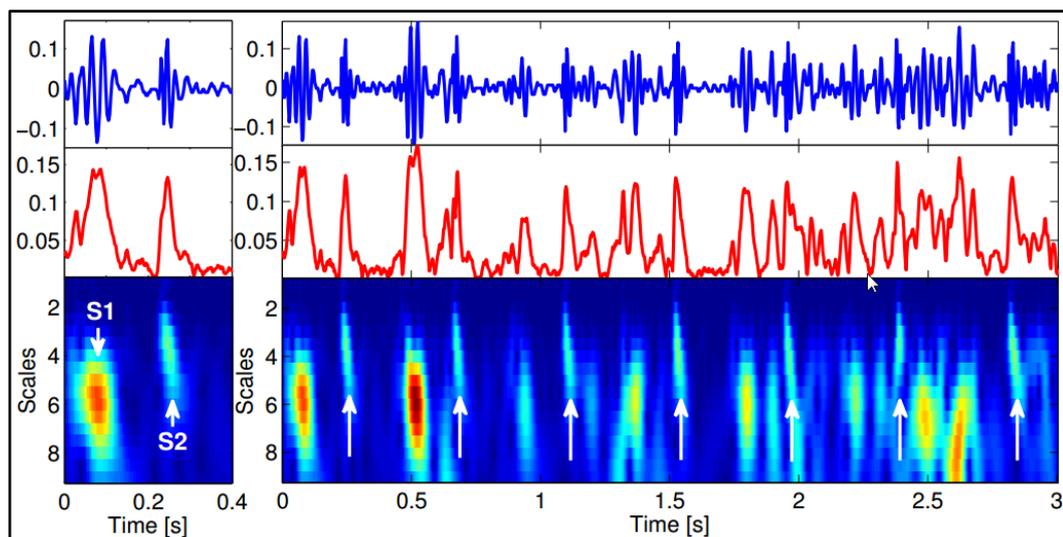


Figura 3.6: Segmento de onda fonocardiográfica fetal.

Fuente: (Balogh, 2012).

En la (figura 3.6) se muestra la correlación con el segmento de onda para determinar una frecuencia cardíaca, y se puede evidenciar la dificultad en la identificación de los ciclos cardíacos en el intervalo a partir de 1,7s en la parte superior y en la parte media, mientras que en el caso de la transformada wavelet se logra una mejor claridad en la identificación de los ciclos cardíacos debido al ancho de la ventana.

3.4.4 Procesamiento archivo de audio y visualización de espectro de frecuencias

En este bloque se tiene como finalidad procesar y a su vez entender de manera mucho más específica y gráfica los componentes que tiene la forma de onda adquirida de fonocardiografía, por lo que se realizó un algoritmo de análisis de señales no estacionarias de la Transformada de Fourier.

Pudiendo así obtener información en el dominio del tiempo y dominio de la frecuencia de la señal ver (figura 3.7), con la finalidad de facilitar el procesamiento y el uso de las librerías en el desarrollo de la aplicación móvil.

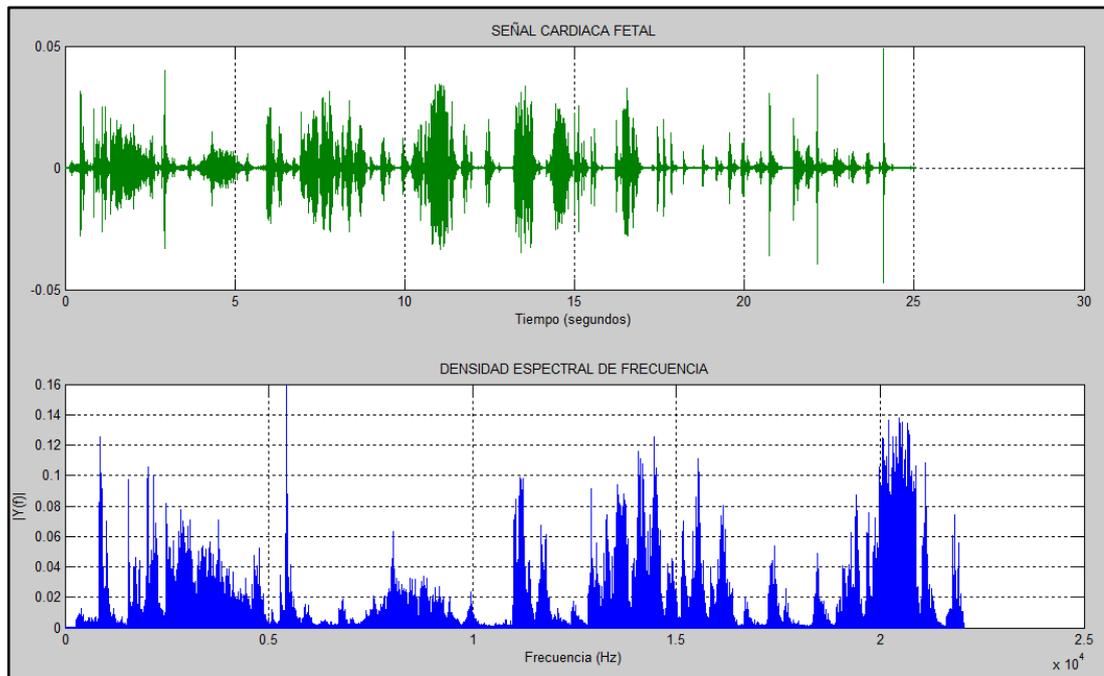
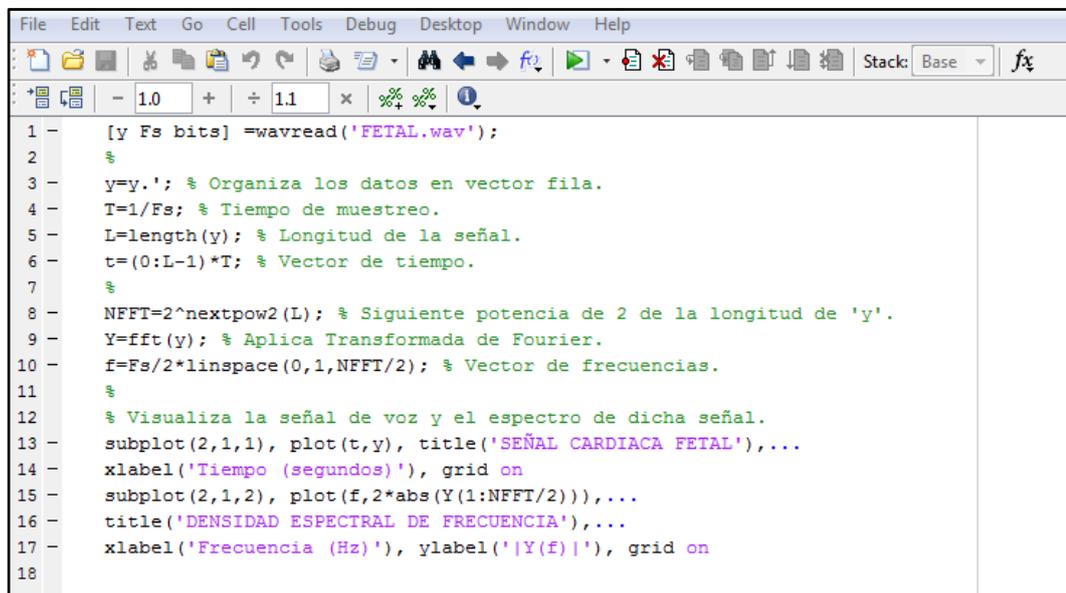


Figura 3.7: Procesamiento de Archivo WAV.

3.4.4.1 Algoritmo de Procesamiento

La plataforma utilizada para este algoritmo fue MATLAB¹¹ el cual es un software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado.

El programa realiza un análisis espectral a partir de un archivo de audio previamente generado, teniendo la posibilidad de transformar la función en el dominio temporal de la frecuencia (figura 3.8).



```

1 - [y Fs bits] =wavread('FETAL.wav');
2 - %
3 - y=y.'; % Organiza los datos en vector fila.
4 - T=1/Fs; % Tiempo de muestreo.
5 - L=length(y); % Longitud de la señal.
6 - t=(0:L-1)*T; % Vector de tiempo.
7 - %
8 - NFFT=2^nextpow2(L); % Siguiete potencia de 2 de la longitud de 'y'.
9 - Y=fft(y); % Aplica Transformada de Fourier.
10 - f=Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2); % Vector de frecuencias.
11 - %
12 - % Visualiza la señal de voz y el espectro de dicha señal.
13 - subplot(2,1,1), plot(t,y), title('SEÑAL CARDIACA FETAL'),...
14 - xlabel('Tiempo (segundos)'), grid on
15 - subplot(2,1,2), plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2))),...
16 - title('DENSIDAD ESPECTRAL DE FRECUENCIA'),...
17 - xlabel('Frecuencia (Hz)'), ylabel('|Y(f)|'), grid on
18 -

```

Figura 3.8: Algoritmo de procesamiento de Archivo WAV.

Luego se calcula la FFT cuyos argumentos son el audio que se quiere transformar, y el número de muestras sobre las que se hace la transformada (NFFT), y esta se almacenará en una variable para que sea visualizada con todos sus componentes.

11 (MATLAB) Abreviatura de MATrix LABoratory, "laboratorio de matrices"

3.4.5 Procesamiento archivo de audio y visualización de wavelets

El software utilizado para el procesamiento y visualización de wavelets es el "NERO WAVE EDIT" el cual es un programa para la edición de archivos de audio con una herramienta de análisis de wavelets en formas de onda. A continuación se presenta una forma de onda dispuesta en un archivo de audio la cual se aplicara la transformada de wavelet ver (figura 3.9 - 3.10).

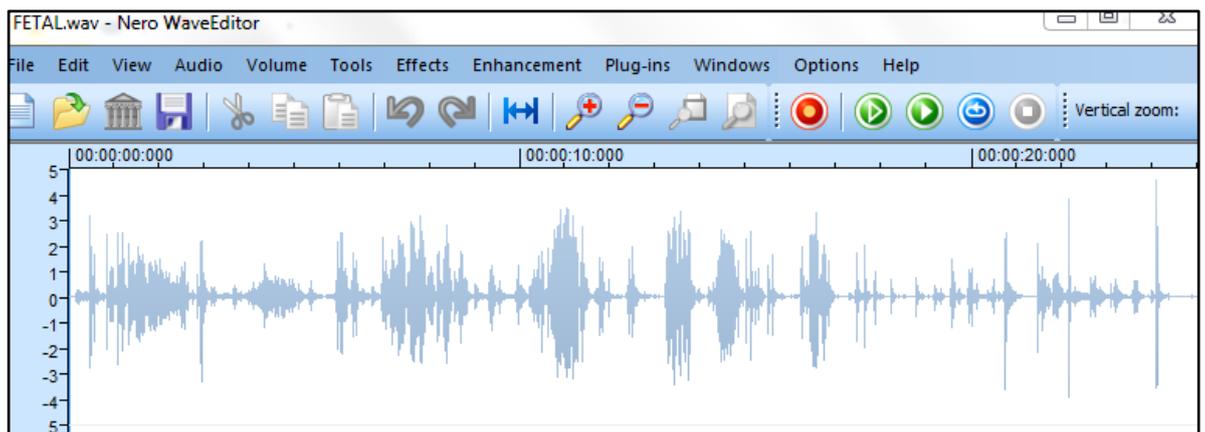


Figura 3.9: Procesamiento archivo WAV - Nero wave editor.

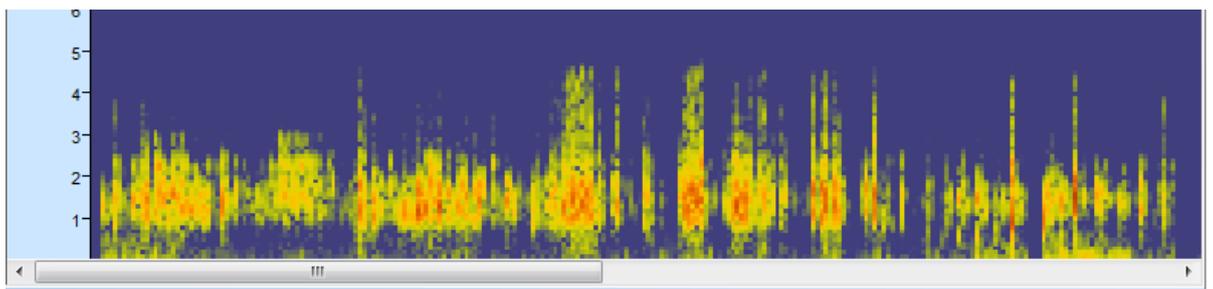


Figura 3.10: Procesamiento de Archivo WAV – Wavelets.

3.5 Identificación de los parámetros instantáneos de la señal fonocardiográfica.

En la señal fonocardiográfica adquirida existen parámetros instantáneos detectables los cuales son la amplitud, la energía y la frecuencia instantánea. Estos parámetros se los conocen como envolventes de la señal ya que los mismos oscilan en valores

positivos del FCG, y son derivados de la señal analítica (Pedraza, Diseño y Construcción de un Prototipo de Fonocardiógrafo, 2007).

Pues bien existen métodos para segmentar una señal fonocardiográfica y extraer parámetros de los sonidos cardíacos. Dependiendo del método estos operan en el dominio del tiempo con la amplitud de la señal o con su energía; otros métodos trabajan en el dominio de la frecuencia con el espectro del FCG.

3.5.1 Segmentación de señales fonocardiográficas.

La segmentación de señales FCG tiene como finalidad dividir los ciclos cardíacos en eventos significativos. Una forma de segmentar las señales del corazón consiste en separar la señal FCG para identificar los eventos cardíacos, es decir el primer ruido (S1) que sería la sístole y el segundo ruido (S2) que es la diástole (H. Liang, 1997). Este tipo de segmentación exige el cálculo de la envolvente de la señal FCG normalizada para lo cual el autor de (H. Liang, 1997) emplea la energía promedio de Shannon, siendo este el mejor método para calcular la envolvente de energía.

3.5.2 Envolvente de energía promedio de Shannon.

La energía promedio de Shannon se obtiene promediando la energía instantánea de Shannon dada por la expresión (Ec 3.1).

$$E_{mxf}(k) = -(pcg_{norm}(k))^2 \times \log(pcg_{norm}(k))^2 \quad (\text{Ec 3.1})$$

Donde $pcg_{norm}(k)$ es el valor de la muestra k de la señal de FCG filtrada entre 0.5Hz y 250Hz. La energía promedio se calcula en ventanas con aperturas de 0.02s a través de toda la señal, con valores de traslapo de 0.01s (H. Liang, 1997). La energía promedio en una ventana de $N+1$ muestras se obtiene según la expresión (Ec 3.2).

$$E_{prom}(k) = \frac{1}{N+1} \sum_{i=k-\frac{N}{2}}^{k+\frac{N}{2}} E_{inst}(i) \quad (\text{Ec 3.2})$$

Pues bien la ventana se desplaza a lo largo de la señal de FCG, muestra a muestra obteniendo así la envolvente y su contorno como se puede ver en la (figura 3.11).

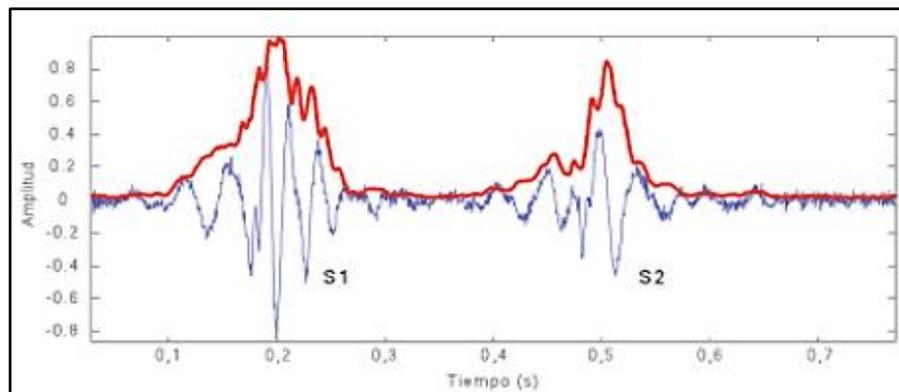


Figura 3.11: Señal FCG y su envolvente calculada de la energía de Shannon.

Fuente: (F.E. Valdés- Pérez, 2013).

La energía de Shannon tiene la ventaja de enfatizar los valores medianamente altos de la señal frente a sus valores extremos (ruido de fondo y picos por artefactos) (F.E. Valdés- Pérez, 2013).

A partir del contorno estimado de la envolvente, se fija un valor de umbral con el fin de eliminar las señales de baja intensidad y de esta manera visualizar los picos que indican cual es la posición en el tiempo de los ruidos S1 y S2 del FCG como se muestra en la (figura 3.12) (H. Liang, 1997).

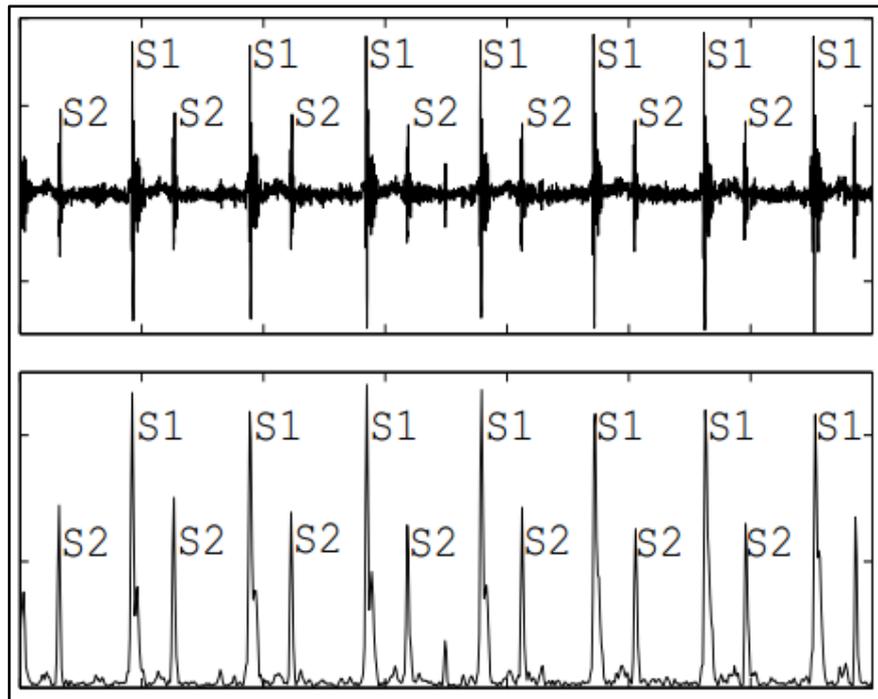


Figura 3.12: Segmentación de ruidos cardíacos.

Fuente: (H. Liang, 1997).

3.6 Cálculo de la frecuencia cardíaca fetal en el dominio del tiempo.

Para el cálculo de la FCF con datos provenientes de una señal fonocardiográfica, se tomará en cuenta dos metodologías, que serán descritas a continuación.

La primera se relaciona con la intensidad de los sonidos cardiacos y calcula la FCF detectando dichos sonidos (Balogh, 2012). Algunos métodos han sido utilizados con robusto cálculo, como es usando la transformada de Hilbert (M. Godinez, 2003), el teorema de energía de Shannon (D. Gill, 2005), el operador Teager (M. Ruffo, 2010), entre otros. Las funciones de energía de Shannon y de Teager en una señal fonocardiográfica fetal se muestra en la (figura 3.13), que muestra tres ciclos cardiacos fetales grabados y su correspondiente función de energía de Shannon (línea con punto) y la respuesta al cálculo del operador Teager (línea entrecortada).

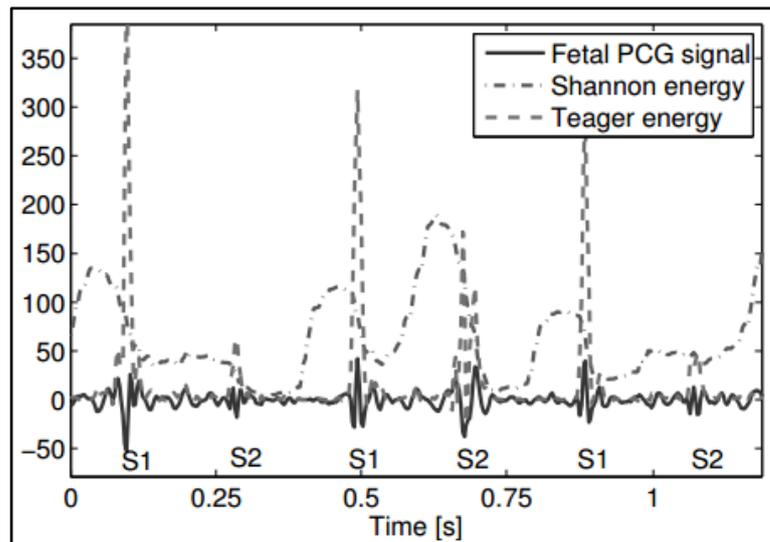


Figura 3.13: Métodos de cálculo de FCF.

Fuente: (Balogh, 2012).

Desafortunadamente, en el caso de las señales fonocardiográfica fetales tienen como característica una relación señal ruido (SNR) baja, y debido a impulsos de ruido la señal de un sonido cardiaco fetal se ve corrompido, afectando directamente a los datos para el cálculo de la FCF (Balogh, 2012).

Un segundo método para el cálculo de la FCF es utilizando la ciclo-estacionalidad de la señal fonocardiográfica, diciendo que el periodo de este ciclo está directamente relacionado con el tiempo entre pulsos cardiacos. Pero como dicho periodo varía ligeramente de pulso a pulso, solo servirá el tiempo que existe entre los primeros sonidos cardiacos (S1), este tiempo será tomado de acuerdo al valor encontrado en la mayoría de pruebas realizadas con el programa “Nero Wave Edit.”. Obteniendo así un valor para nuestra ventana de muestreo ver (figura 3.14 – 3.15).

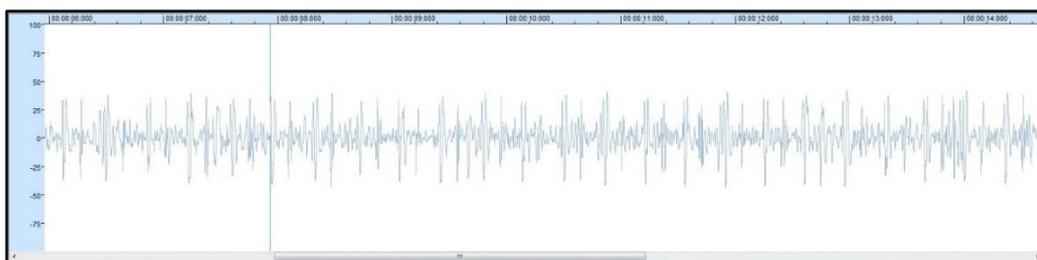


Figura 3.14: Visualización de señal en WAV desde Nero Wave Editor.

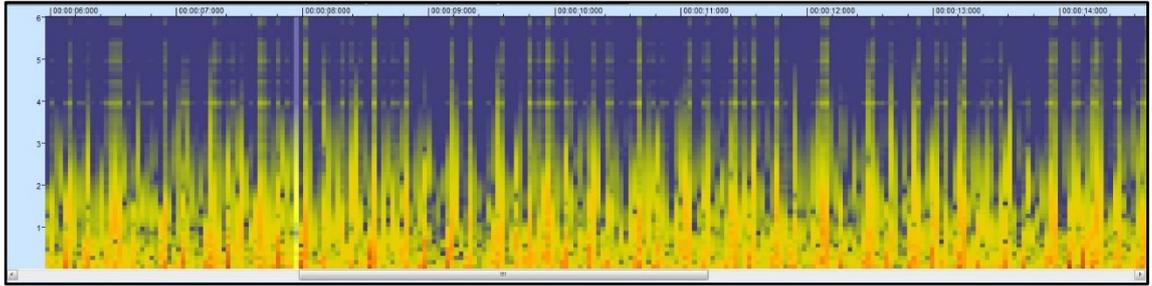


Figura 3.15: Analizador Wavelet de espectro Nero Wave Editor.

El analizador wavelet muestra con una línea purpura, que más o menos cada 2 ciclos es cuando los niveles de la señal fonocardiográfica son similares, siendo ese el tiempo o tamaño de la ventana.

Una vez conocido el tamaño de la ventana se procede a obtener el valor de la FCF promediando los valores de ese conjunto para obtener una mejor aproximación.

Este proceso está basado en una técnica llamada *promedios de conjunto* (Balogh, 2012), que es normalmente utilizado en señales biomédicas, como son los potenciales evocados (Balogh, 2012). En el caso de señales ciclo-estacionarias también es posible formar un conjunto, así dado una longitud N de una ventana o threshold donde $N < P$ para cada ciclo, donde P es el periodo del ciclo-estacionario, en éste estudio se seleccionará el primer soplo cardiaco (Jenna Boeing, December 11, 2012).

Asumiendo que en la ventana la señal $s[n]$ que se adquiere permanece similar de ciclo a ciclo, y el arreglo de datos en el buffer de audio $x[n]$ es solo afectado por ruido aditivo $v[n]$ se tiene la expresión (Ec 3.3):

$$x_i[n] = s[n] + v_i[n] \quad (\text{Ec 3.3})$$

Donde $i = 1, 2, \dots, M$ denota los diferentes ciclos de la señal ciclo-estacionaria y $n = 0, 1, \dots, N-1$. Asumiendo que el ruido tiende a cero, el promedio obviamente anulará el ruido aditivo de la señal, denotando la siguiente ecuación (Ec 3.4):

$$\hat{s}[n] = \frac{1}{M} \sum_i x_i[n] \approx s[n] + \frac{1}{M} \sum_i v_i[n] \approx s[n] \quad (\text{Ec 3.4})$$

La técnica descrita anteriormente, muestra un escenario donde todos los ciclos cardíacos son considerados elementos de un conjunto, que a lenguaje de programación vendría a ser arreglos dinámicos. Sin embargo, se debe tomar en cuenta algunos aspectos al momento de utilizar esta técnica. Primero el nivel de ruido de la señal (Balogh, 2012), segundo, que la señal de sonido cardíaco no permanece igual en todos los ciclos debido a variaciones instantáneas (Balogh, 2012), tercero, no existe compensación alguna el momento de una desalineación de la ventana de muestreo, perdiendo así los datos que estén fuera de ella, esto ocurre al momento de un cambio brusco de la frecuencia cardíaca (Balogh, 2012).

3.7 Desarrollo de Aplicación móvil Android.

La aplicación se realizó con Android Studio que es un entorno de desarrollo integrado para la plataforma Android, el cual consta de un conjunto de herramientas para desarrollo de software y permite al programador crear aplicaciones para un sistema concreto, con un lenguaje orientado a objetos y de código abierto. La lógica utilizada para la programación de la App es la llamada “por hilos” la cual captura la señal de audio y la visualiza en tiempo real cumpliendo así uno de los objetivos de esta investigación.

La visualización de la onda representa a una de las envolventes siendo uno de los parámetros instantáneos en una onda FCG explicada en la sección 3.5.

La Actividad Principal retiene un arreglo circular (*Audio Buffer*) el cual almacena las muestras de audio, el hilo de grabación, que está separado, (*Record Thread*) llena este arreglo o buffer a una velocidad de muestreo de 44100 muestras por segundo. Éste hilo corre de manera autónoma y es bloqueado cada vez que realiza una captura desde el micrófono.

La actividad también cuenta con un visualizador, que es manejado por la clase “*SurfaceView*” de Java la cual corre dos nuevos hilos de nuestra aplicación, el hilo “Procesador” y el hilo “Vista”.

El hilo “Procesador” es activado cada vez que existe un mensaje indicando que hay nuevas muestras recibidas en el “*Audio Buffer*”, el hilo de grabación es el encargado de enviar estos mensajes. Una vez recibido dicho mensaje el hilo de “Procesador” divide las muestras ingresadas en grupos de 200, hallando el máximo de este grupo y colocando el valor en el buffer de “Vista”, el cual retiene los valores que van a ser visualizados.

Por lo tanto, se dispuso que cada cierto tiempo el hilo “Vista” dibuja todos los valores que se encuentran en el buffer “Vista” en la pantalla, el punto más hacia la derecha de la pantalla corresponde al último dato adquirido por el hilo “Procesador”.

A continuación se muestra un diagrama que explica brevemente lo anteriormente dicho (Figura 3.16):

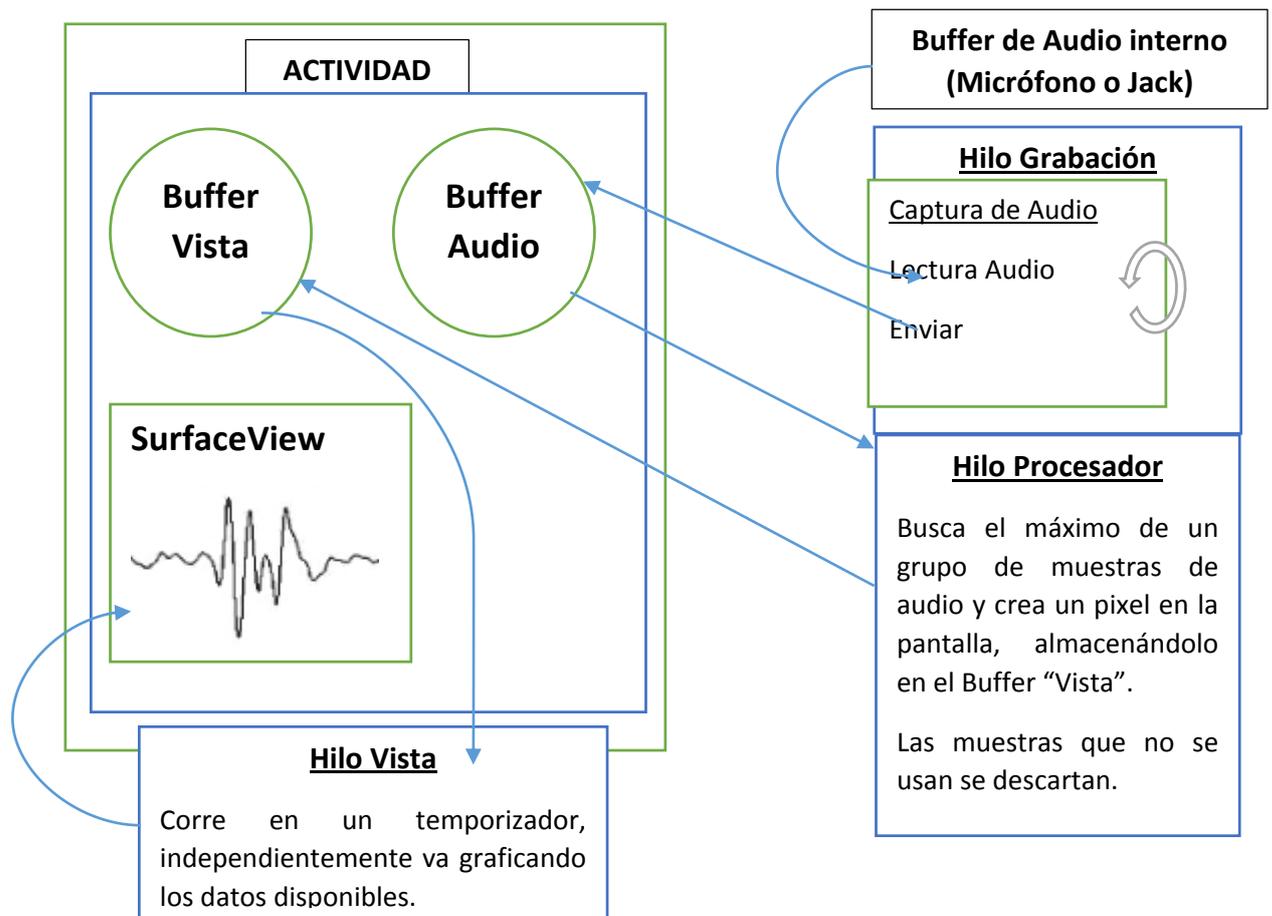


Figura 3.16: Diagrama de Visualización App Android.

3.7.1 Bloques de Programación Código Abierto.

A continuación se muestran capturas del código de la aplicación móvil implementada para el dispositivo, que explican los pasos realizados en los métodos más importantes:

En orden de funcionamiento se tiene la adquisición del Audio desde el buffer interno (figura 3.17 a la figura 3.21).

En la clase "Scope" se describe la instancia "AudioRecord" y variables que realizaran procesos para el llenado del "audio_buffer", dicho buffer estará comunicándose con la clase de control "Q". Así también se darán valores de la frecuencia de muestreo para

la señal proveniente de la entrada del micrófono del dispositivo móvil y también la configuración del formato de la modulación.

```
public class Scope extends Activity {
    public static final boolean JNI = true;
    // VARIABLES DE GRABACIÓN
    private AudioRecord AR = null;
    public int BufferSize;
    private Thread Record_Thread = null;
    private boolean isRecording = false;
    public Q audio_buffer = new Q(20000);
    private static final int AUDIO_SOURCE = android.media.MediaRecorder.AudioSource.MIC;
    //sample rate nativo
    public static final int SAMPLE_RATE = 44100;
    private static final int CHANNEL_CONFIG = android.media.AudioFormat.CHANNEL_IN_MONO;
    private static final int AUDIO_FORMAT = android.media.AudioFormat.ENCODING_PCM_16BIT;
    private ScopeSurfaceView scope_screen_view;
}
```

Figura 3.17: Clase Scope para adquisición de muestras de Audio.

El arreglo “AR” contiene toda la información antes mencionada y determina la información para la captura de la señal de audio.

```
while (isRecording)
{
    AR.read(AudioBytes, 0, BufferSize);

    int r=0;
    for (int i=0; i<AudioBytes.length-2;i+=2)
    {//Antes de 8 obtuvimos el fin de los datos anteriores
        if (AudioBytes[i]<0)
            AudioData[r]=AudioBytes[i]+256;
        else
            AudioData[r]=AudioBytes[i];
        AudioData[r]=AudioData[r]+256*AudioBytes[i+1];
        r++;
    }

    synchronized(audio_buffer) {
        audio_buffer.put (AudioData);
    }

    Message.obtain(scope_screen_view.ProcessorThread.mHandler, scope_screen_view
}
```

Figura 3.18: Captura de Audio.

Se extiende la clase *ScopeSurfaceView* internamente (privado) a *SurfaceView* que crea el objeto *SurfaceHolder* definiendo el método *SurfaceHolder*. Nótese que no se crea una nueva clase solo se la define en ese momento. Cuando se extiende hacia *SurfaceView* con la interfaz *SurfaceHolder.Callback*, se necesita añadir en dicha extensión los métodos de la interfaz.

```

public class ScopeSurfaceView extends SurfaceView implements SurfaceHolder.Callback {
    private SurfaceHolder holder;

    private ScopeThread ScopeThread;
    public ProcessorThread ProcessorThread;

    private Q source_buffer;
    private Q scope_buffer=null;

    public ScopeSurfaceView(Context context) { super(context); }

    public ScopeSurfaceView(Context context, Q source) {
        super(context);
        source_buffer=source;
        holder = getHolder();

        holder.addCallback(this);
    }
}

```

Figura 3.19: Configuración de la Clase *SurfaceView*.

La clase que controla los Buffer tanto el de Audio como el de Visualización se llama “Q” la cual tiene dos punteros, uno de lectura y otro de escritura. El de escritura es secuencial y cada vez que se escribe mueve el puntero; para el de lectura se puede ajustar la posición del puntero y elegir que leer.

A continuación (Figura 3.20 y Figura 3.21) se muestra el código de programación de lo explicado anteriormente:

```

public class Q {
    private int[] Data;
    private int Buffer_length;
    private int w_pointer;
    private int r_pointer;

    Q(int length) {
        Buffer_length = length;
        Data = new int[Buffer_length];
        w_pointer = 0;
        r_pointer = Buffer_length-1;
    }

    int get_w_pointer() { return w_pointer; }

    void set_r_pointer(int pointer) {
        if (pointer<0)
            this.r_pointer=Buffer_length+pointer;
        else if (pointer>=Buffer_length)
            this.r_pointer=pointer%Buffer_length;
        else
            this.r_pointer=pointer;
    }
}

```

Figura 3.20: Clase Q.

La instancia “put” coloca los datos en el buffer y retorna “true” si está lleno, tanto para lectura como para el puntero de escritura como lectura.

```

public boolean put(int[] data_in) {
    int i=0;
    boolean error=false;
    while (i<data_in.length)
    {
        if (w_pointer==r_pointer) error=true;
        Data[w_pointer]=data_in[i];
        i++;
        w_pointer++;
        if (w_pointer>Buffer_length-1) w_pointer=0;
    }
    return error;
}

public boolean put(int data_in) {
    boolean error=false;
    if (w_pointer==r_pointer) error=true;
    Data[w_pointer]=data_in;
    w_pointer++;
    if (w_pointer>Buffer_length-1) w_pointer=0;
    return error;
}

```

Figura 3.21: Recorrido de los punteros de lectura y escritura.

3.7.2 Calculo de la Frecuencia Cardiaca.

En la (figura 3.22), se presenta el código el cual permite estimar un valor de frecuencia cardiaca según la señal que se grafica en la aplicación. La principal dificultad del cálculo es determinar tres valores: valor de “threshold”, tiempo de refrescamiento y el ancho de la ventana que contará los soplos cardiacos adquiridos.

Una vez que el sonido pasa éste umbral, es necesario cuantificar cuantas veces o cuantos picos tuvieron ese valor en un segundo de adquisición, para esto se realiza la configuración de un rango que hará la función de ventana la cual descartará picos con el mismo valor en ese instante, ofreciendo una mejor estimación de la frecuencia cardiaca.

Finalmente, se realizó una función de “refrescamiento” la cual permite a la aplicación mantener un valor de frecuencia cardiaca durante un tiempo (7 milisegundos) y luego de éste volver a realizar un cálculo, debido a que la frecuencia es variante al momento de la auscultación.

```

for(int x=1;x<mCanvasWidth-2;x++) {
    current = mCanvasHeight - intermediate_buffer[x] * (mCanvasHeight - 11) / ((32767 - 10) * 2);
    canvas.drawLine(x, previous, x + 1, current, paint);
    tiempo++;
    if((intermediate_buffer[x]>17200)&&(intermediate_buffer[x-1]<17200)&&(x>1000&x<1005)) { //Tam
        z++;
    }
    ct=System.currentTimeMillis();
    if ((ct-pt)>refresh_rate2){
        freq=z*8.5;
        ct=System.currentTimeMillis();
        pt=ct;
        z=0;
    }
    previous=current;
}

canvas.drawText("Freq: "+ String.format("%.2f",freq) + " BPM",20,60,paint);

```

Figura 3.22: Calculo de la frecuencia cardiaca.

CAPÍTULO 4

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

4.1 Introducción.

En el siguiente capítulo se presentan las diferentes pruebas de funcionamiento realizadas a los circuitos de adquisición, acondicionamiento y filtrado expuestos en el segundo capítulo, sometiéndolos a pruebas en las distintas etapas de la implementación del dispositivo. Además, se realizaron pruebas en mujeres en etapa de gestación que cursaban el segundo trimestre o mayor, con el fin de realizar una mejor adquisición de la señal fonocardiográfica fetal y validar el prototipo como una herramienta para monitoreo personal.

Finalmente se mostraran los resultados obtenidos por el dispositivo en su etapa final, comprobando la efectividad del mismo al momento del monitoreo.

4.2 Pruebas en la etapa analógica.

A continuación se presentarán las diferentes pruebas de funcionamiento realizadas a los circuitos de adquisición, acondicionamiento y filtrado expuestos anteriormente.

Para la adquisición de los sonidos fonocardiográficos se seleccionó un diseño descrito en la sección 2.3.2 *Transductor de Sonido*, que a su vez permita recoger toda la información posible con el fin de facilitar al máximo la toma de decisiones a partir de la señal adquirida.

4.2.1 Pruebas de ganancia en transductor.

Este tipo de transductor (*MAX4466*) al tener una ganancia ajustable desde 25x a 125x (Adafruit, 2015), mediante un potenciómetro según sea necesario dará una tensión de salida que va desde 1.5v hasta 2.5v por lo que se realizó un barrido durante un tiempo de un minuto con una señal de entrada generada de 100 punto de datos durante el tiempo de barrido.

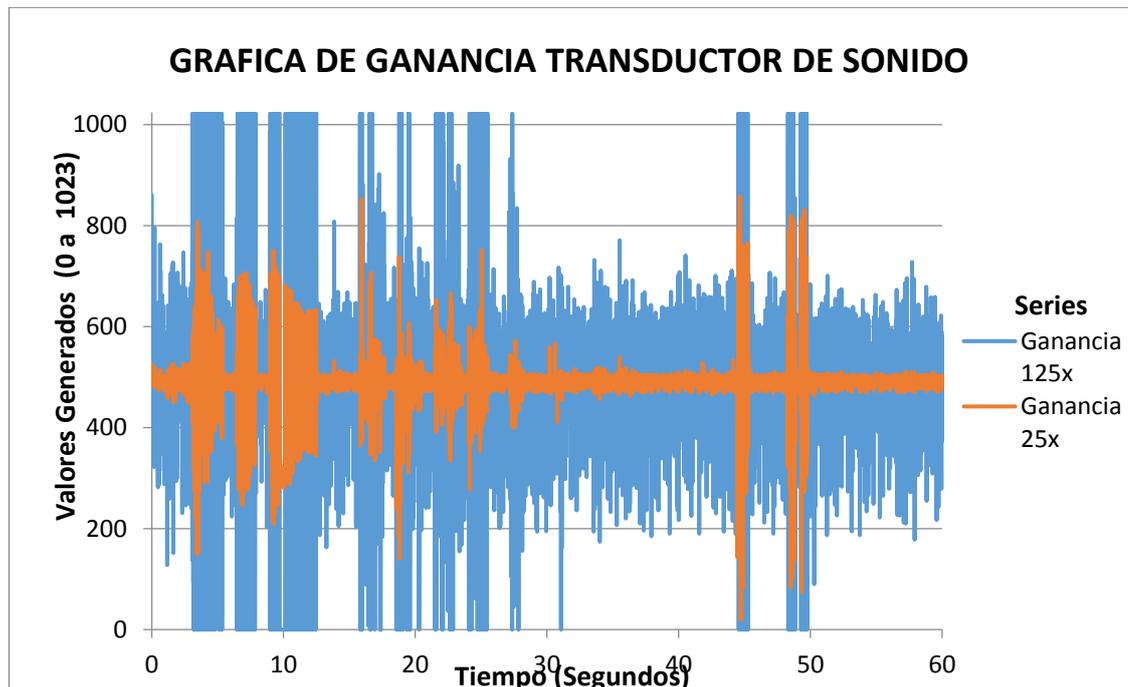


Figura 4.1: Gráfica de ganancia transductor max4466.

Como se puede observar en la figura 4.1 la serie de color azul tiene la máxima ganancia permitida por la resistencia ajustable del transductor, y a su vez el contraste con la misma señal se puede observar la serie de color naranja con una ganancia mínima del transductor. Hay que tener en cuenta que el *max4466* consta de un micrófono Electret y un módulo de amplificación integrado, cuyas características fueron descritas en el capítulo II.

4.2.1.1 Pruebas transductor con acoplamiento a Estetoscopio.

De forma práctica se procedió a realizar una adquisición de ruidos cardíacos con el acoplamiento de amplificación acústica o estetoscopio convencional en primera instancia con una señal de un corazón adulto (Figura 4.2).

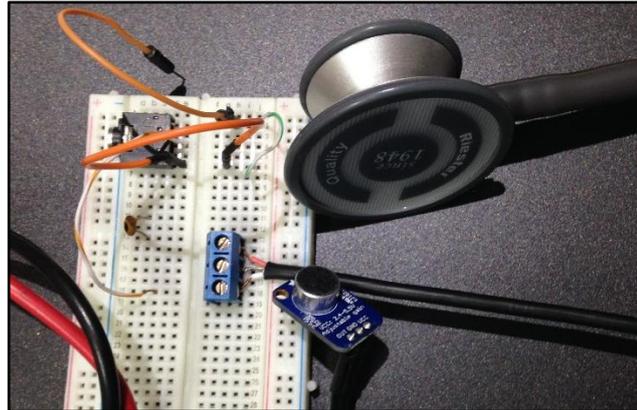


Figura 4.2: Acoplamiento transductor con amplificación acústica.

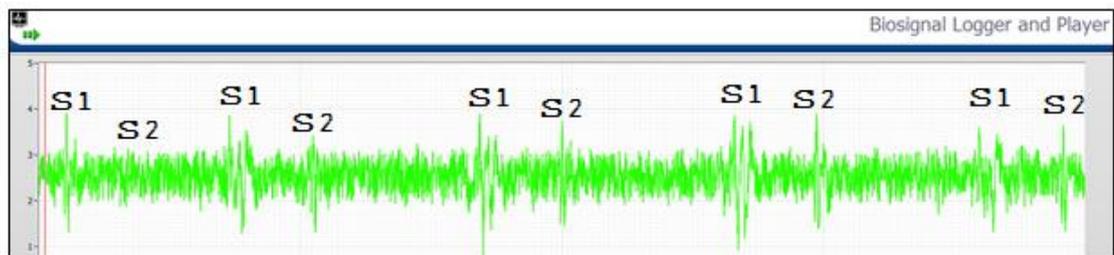


Figura 4.3: Señal cardíaca de adulto tomada directamente del micrófono.

En la (figura 4.3) se observa la señal fonocardiográfica que registra el transductor con el acoplamiento acústico (amplitud vs tiempo). La ganancia establecida es la máxima de dicho sistema por lo que la onda presenta perturbaciones por motivo de ruido, para la cual se necesitara aplicar un filtrado.

4.2.1.2 Pruebas del transductor con acoplamiento a cono de amplificación acústica.

Se diseñó un cono como amplificador acústico con la finalidad de aislar únicamente el sonido de los latidos fetales y así reducir la interferencia de ruido ambiente externo. El cono también protege el micrófono y aumenta la robustez del dispositivo.

El material elegido para la fabricación del cono se basó en las características de peso y rigidez del mismo, debido a la necesidad de portabilidad en el dispositivo (Figura 4.4).



Figura 4.4: Diseño y fabricación de amplificador acústico.

Pues bien siendo el material seleccionado (PLA) uno de los principales usados a nivel local para la elaboración de elementos en impresoras 3D, y que cumplía con las necesidades anteriormente mencionadas se procedió a diseñar el cono en dicho material.

Teniendo como resultados en la adquisición la respuesta (ver Figura 4.5) una señal muy pequeña y que lamentablemente se distorsionaba gran parte de las ondas sonoras adquiridas. Se concluyó que el material utilizado para este tipo de adquisición no es el óptimo para una etapa de acoplamiento y auscultación por lo que se descartó dicho diseño.

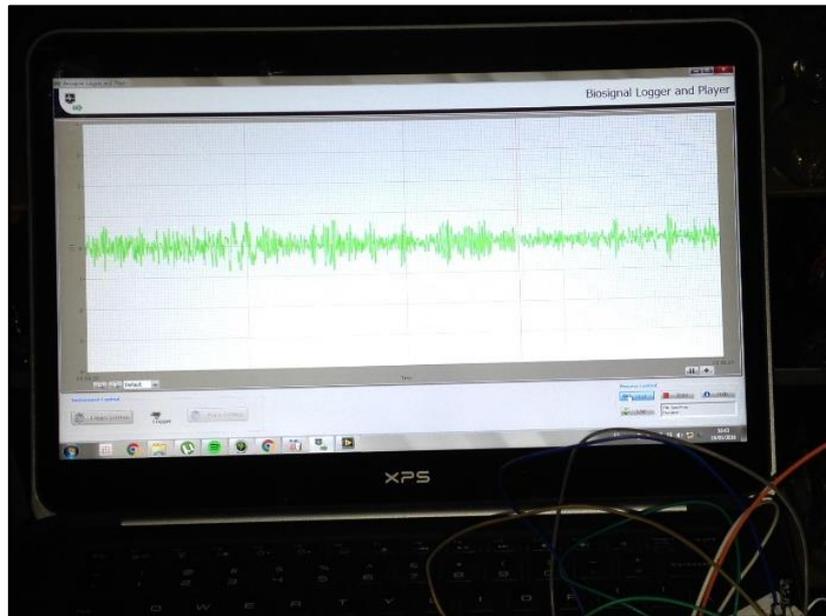


Figura 4.5: Pruebas de adquisición con cono acústico PLA.

4.2.1.3 Pruebas del transductor con acoplamiento de amplificación acústica a una campana de Pinard.

Teniendo en cuenta que la Campana de Pinard es una herramienta propia para auscultación fetal se procedió a realizar pruebas con dicha herramienta acoplada a nuestro transductor (figura 4.6).

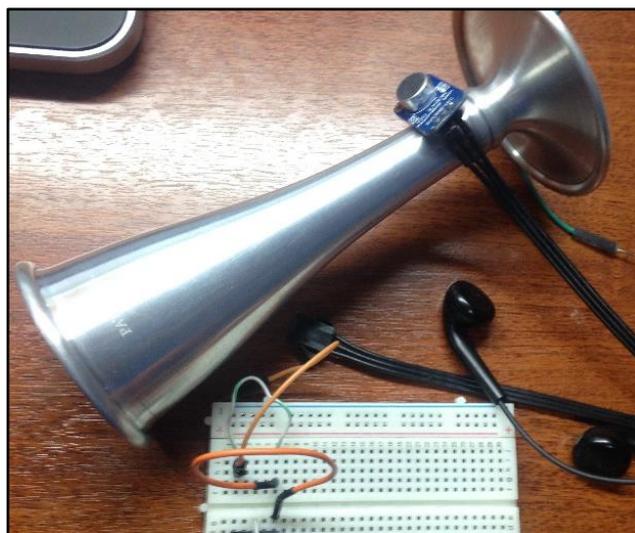


Figura 4.6: Acoplamiento transductor con campana de Pinard.

Resultados en la adquisición de sonidos cardiacos de corazón adulto con acoplamiento de transductor a campana de Pinard (Figura 4.7).

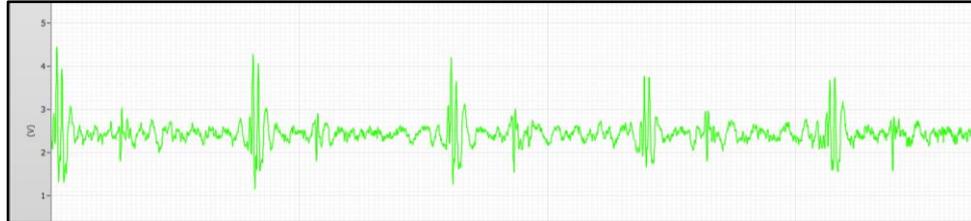


Figura 4.7: Pruebas de adquisición con campana de Pinard.

4.3 Prueba de Respuesta en Frecuencia del Sistema.

En la tabla C.1 se muestran datos que se obtuvieron realizando un barrido en frecuencia del circuito de preamplificación y filtrado, mediante la salida del transductor, dichos datos son el resultado del ingreso de una señal sinodal con amplitud de 25mVpp para conseguir la respuesta según la variación de la frecuencia. Todo lo anteriormente dicho se ilustra en las (figura 4.8 a 4.10).

Tabla C.1: Pruebas en respuesta de frecuencia de filtrado.

Frecuencia (Hz)	Voltaje de Entrada (mV)	Voltaje de Salida (V)
10	25	0,088
20	25	0,352
30	25	0,751
35	25	1,05
40	25	1,55
43 <i>Frec. de Corte Bajo</i>	25	2,3
50	25	2,551
55	25	2,702
60	25	2,702
70	25	2,52
80 <i>Frec. de Corte Alto</i>	25	2,3
85	25	2,201
90	25	1,704
100	25	1,205
120	25	0,749

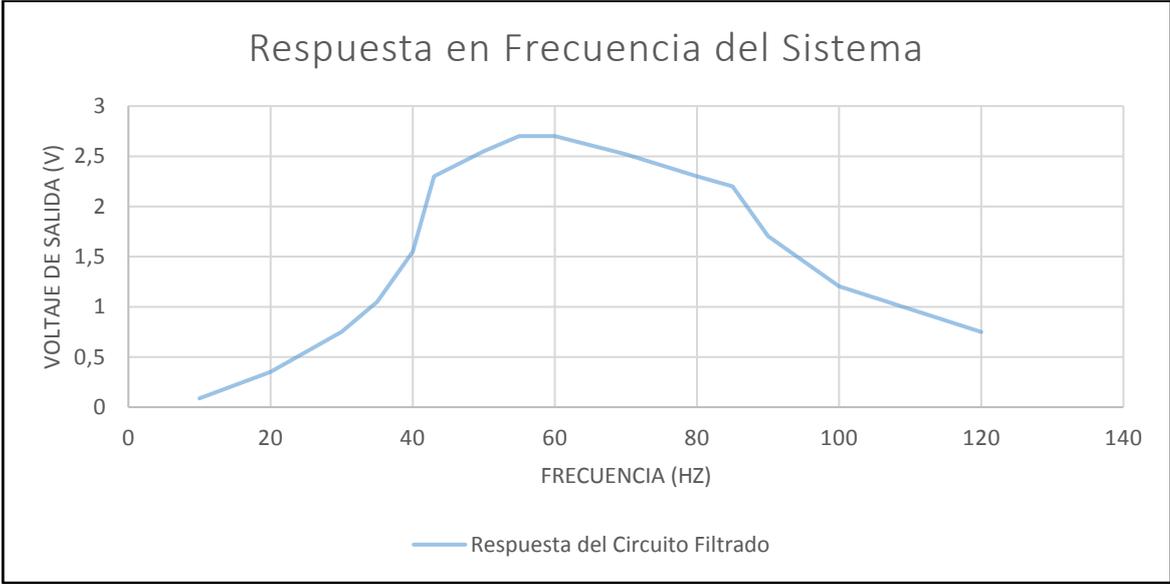


Figura 4.8: Comportamiento a variación de Frecuencia vs Voltaje de Ingreso.

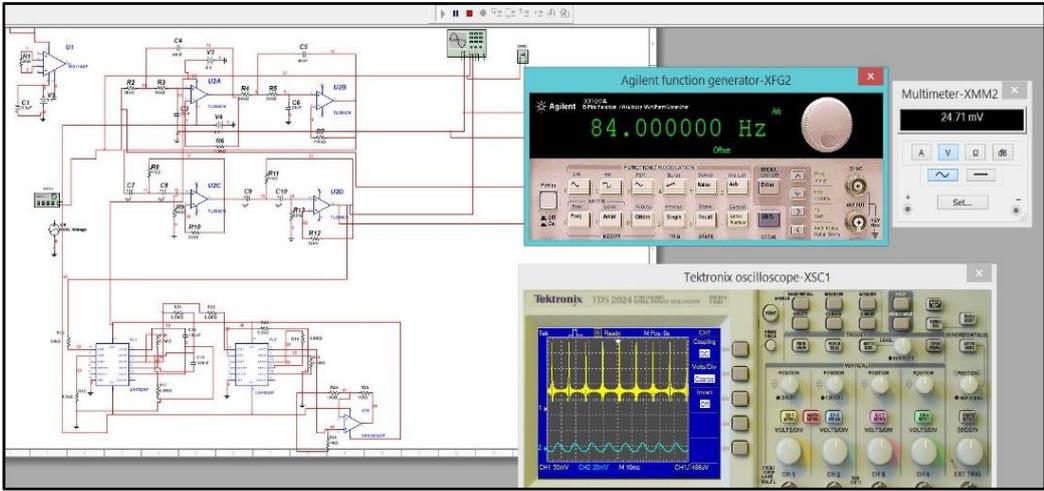


Figura 4.9: Simulación de Respuesta dentro de Frecuencia de Corte.

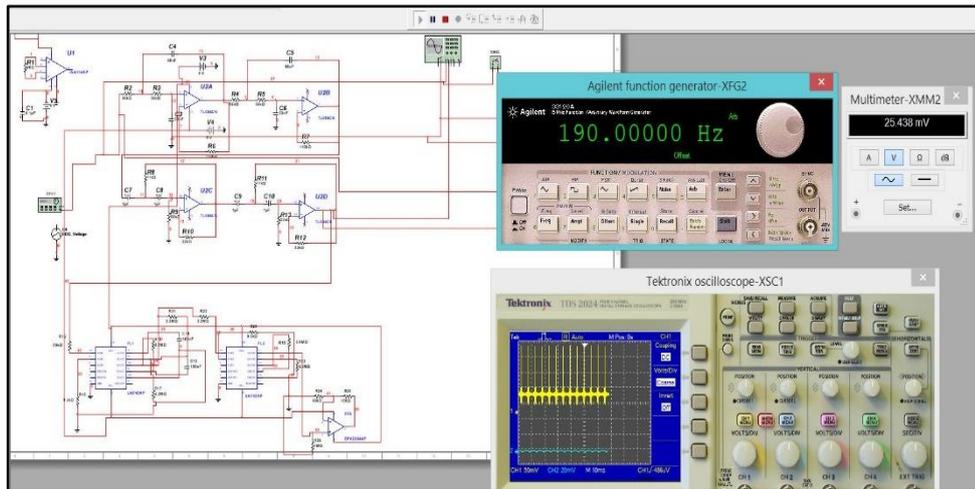


Figura 4.10: Simulación de Respuesta fuera de Frecuencia de Corte.

4.4 Sistema de Adquisición.

El circuito implementado para la adquisición de la señal fonocardiográfica fetal fue abarcado en el capítulo II, donde se establecieron las diferentes consideraciones para el diseño del mismo. En base a esto, en la figura 4.11 se enseña el circuito final implementado en el sistema.



Figura 4.11: Placa final sistema de adquisición de sonidos cardíacos fetales

Fuente: (Autores).

El prototipo construido, además de los elementos que realizan el acondicionamiento de la señal, consta de una salida analógica posterior a la etapa de filtrado al igual que una salida de audio amplificada con conectores Jack de 3.5mm con control de volumen. Este es un dispositivo de fácil transporte y de poco peso.

El sistema consta de 3 leds que indican el estado de encendido, detector de nivel de batería bajo, indicador cuando el micro USB del sistema está conectado a una fuente fija y por último uno de carga activa de la batería.

Dicho prototipo permite la toma de datos y su visualización en tiempo real, puesto que no es una respuesta para un diagnóstico médico preciso sino el resultado de una amplificación y acondicionamiento de una señal de características acústicas definidas.

4.5 Pruebas Experimentales.

La señal es adquirida de la pared abdominal de una mujer en etapa de gestación y luego se obtiene una grabación previa para un posterior análisis de las mismas, dichos análisis fueron explicados en el capítulo III. Los resultados dispuestos a continuación se cotejan con la auscultación fetal al igual que visualización en la aplicación móvil.

4.5.1 Pruebas Preliminares.

En primera instancia se realizaron pruebas experimentales de amplificación y filtrado para todo el sistema de acondicionamiento el cual se encontraba en protoboard como se observa en la figura 4.12.



Figura 4.12: Pruebas de circuitos de acondicionamiento.

4.5.1.1 Prueba Preliminar en etapa digital App móvil.

A continuación se muestra la implementación de una gráfica de la señal de Fonocardiograma inyectada al Smartphone mediante la entrada de Jack 3.5mm. Dicha gráfica será la respuesta del envolvente de Energía instantánea de una señal de FCG, es decir, es el contorno de todos los valores de una señal que se logre adquirir para cada instante de tiempo; colaborando así con la identificación de soplos cardiacos ya que cuando se presentan soplos incrementa su frecuencia vibratoria por ende dichos valores también se ven reflejados en la envolvente de energía.

En la siguiente figura se muestran los picos de la envolvente que representan los incrementos de frecuencia acorde al tiempo del fonocardiograma, siendo así cada incremento un soplo sea “S1” o “S2”. Las pruebas presentadas a continuación se realizaron con el prototipo en un corazón adulto.

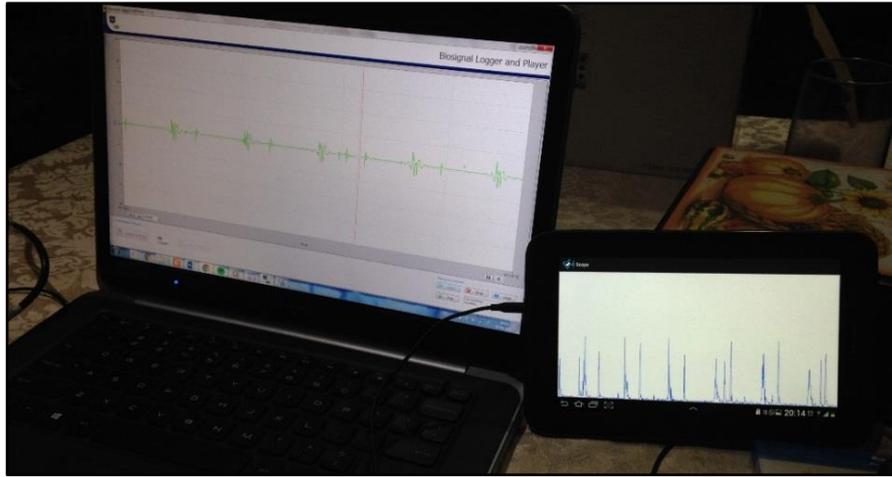


Figura 4.13: Pruebas en adultos con App.

4.5.2. Presentación de Resultados.

Los ensayos de adquisición de sonidos fetales para el registro de fonocardiografía se llevaron a cabo con 6 mujeres en etapa de gestación que cursaban entre la semana 21 a la 39 del embarazo los resultados de los mismos se los presenta en la tabla C.2 con su análisis en porcentaje de error. Para cada auscultación se realizó una grabación y procesado de datos con localizaciones distintas del transductor de sonido. Pudendo así tener una referencia de la mejor ubicación para la adquisición de la señal de interés con un tiempo mínimo de captura de 60 segundos.

Tabla C.2: Resultados en pacientes entre la semana 21 a la 39 de gestación.

Paciente No.	Etapa (feto) de gestación en semanas	FHR Grabado desde dispositivo (BPM)	FHR Pruebas en Ultrasonido (BPM)	% Error	% Acierto
1	21	144,50	138	103,95	0,0
2	23	25,00	128	80,47	19,53
3	28	110,00	134	17,53	82,46
4	32	127,5	132	3,41	96,59
5	36	153,00	158	3,17	96,83
6	39	136,00	139	2,15	97,84

○ **Paciente 1**

A continuación se presentan los resultados de una mujer en semana 21 de embarazo, auscultación y visualización de envoltentes de los sonidos cardiacos al igual que la forma de onda.

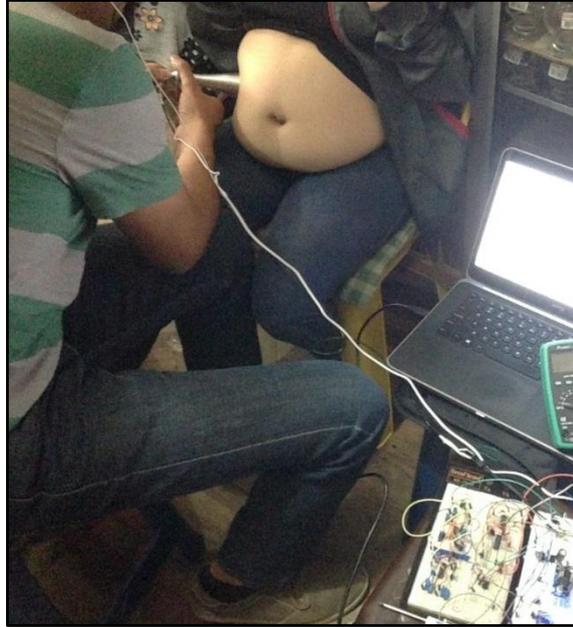


Figura 4.14: Pruebas en Paciente 1.

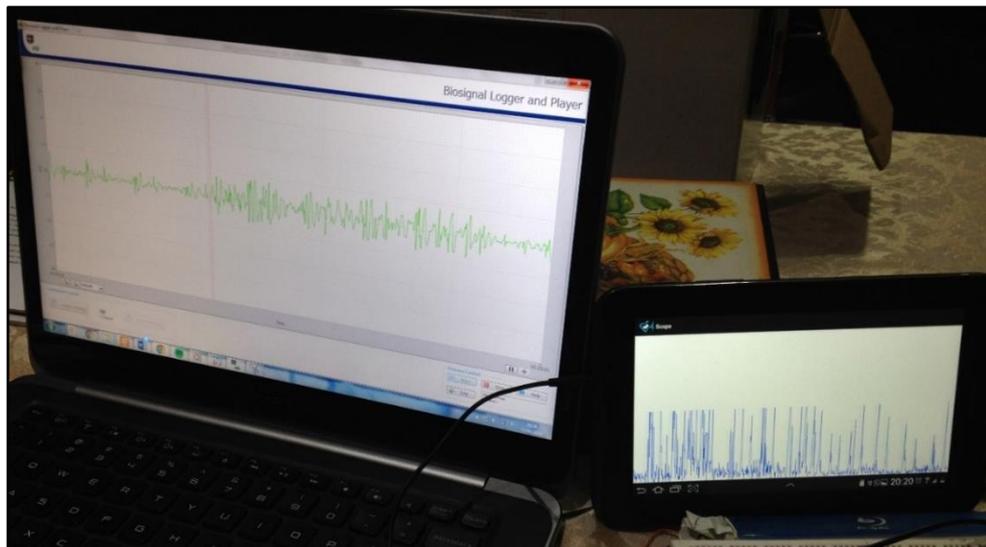


Figura 4.15: Resultados de Pruebas Paciente 1.

○ **Paciente 2**

Representación de los resultados de una mujer en semana 23 de embarazo, auscultación y visualización de envolventes de los sonidos cardiacos al igual que la forma de onda figuras 4.16 y 4.17.



Figura 4.16: Pruebas en Paciente 2.

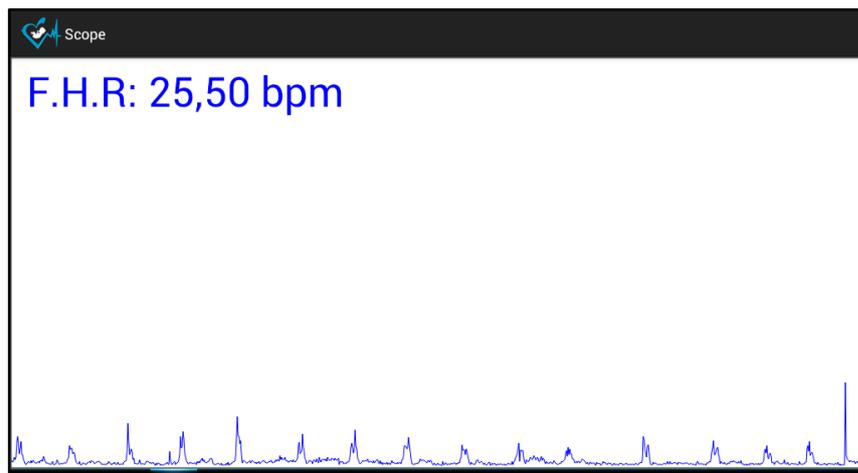


Figura 4.17: Resultados de pruebas aplicación móvil en Paciente 2.

○ **Paciente 3**

A continuación se presentan los resultados de una mujer en semana 28 de embarazo, en la figura 4.19 está representada la formada de onda de los sonidos cardiacos fetales en el visualizador del software descrito anteriormente Biomedical Workbench, y el la figura 4.20 se puede observar las pruebas en la aplicación móvil al igual que el cálculo de a frecuencia cardíaca.



Figura 4.18: Pruebas en Paciente 3.



Figura 4.19: Representación de sonidos cardiacos Paciente 3 en visualizador Biomedical Workbench.

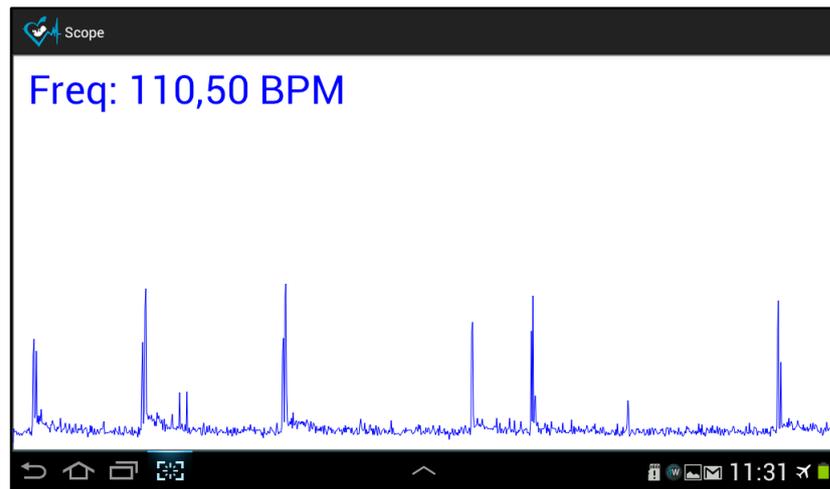


Figura 4.20: Resultados de Pruebas en aplicación móvil Paciente 3.

○ **Paciente 4**

A continuación se presentan las pruebas realizadas en una mujer que cursaba la semana 32 del embarazo, al igual que los resultados cotejados con un ultra sonido realizado en consulta médica.

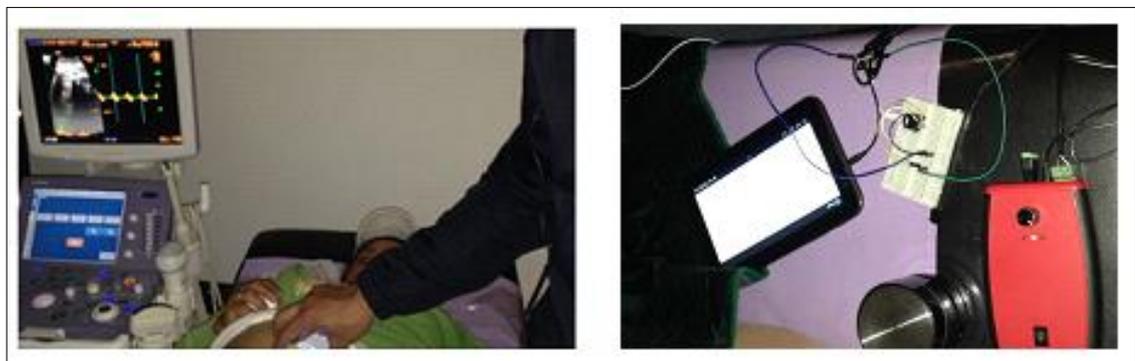


Figura 4.21: Pruebas realizadas en Paciente 4.

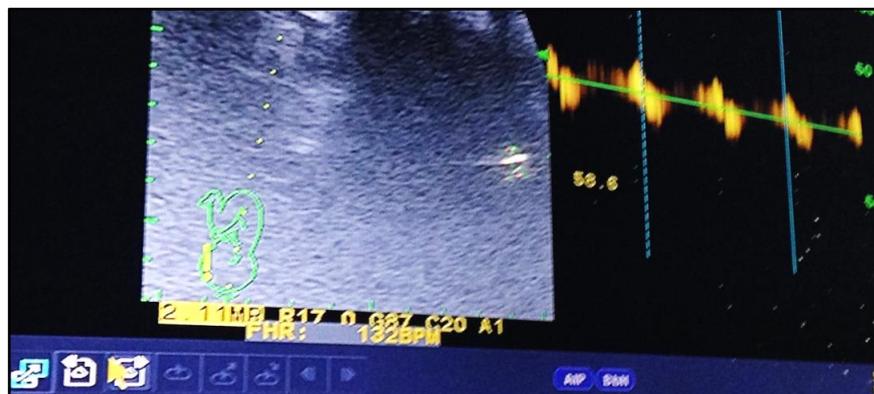


Figura 4.22: Ultrasonido realizado en consulta Paciente 4.

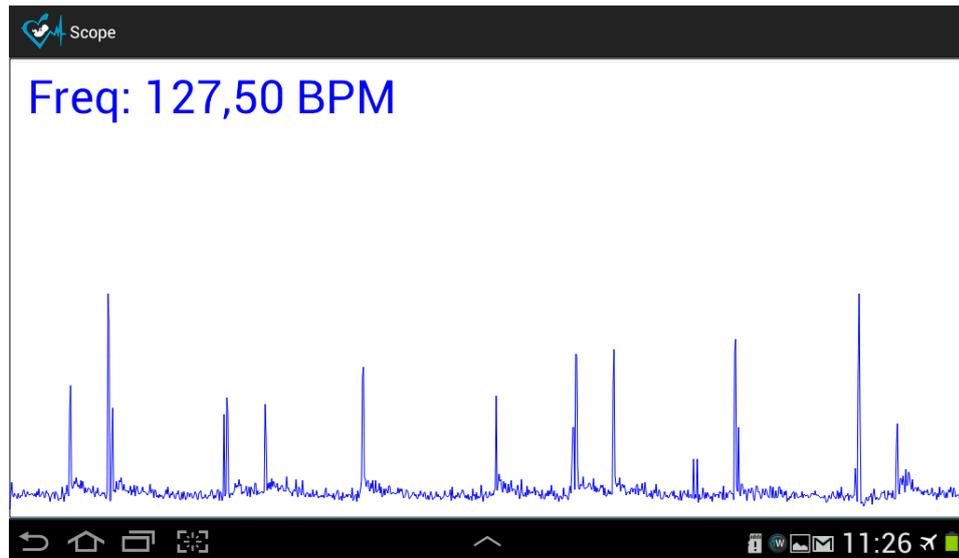


Figura 4.23: Resultados de Pruebas en aplicación móvil Paciente 4.

En la figura 4.22 se puede observar el ritmo cardiaco del feto de la paciente 4 con el cual se cotejo y comparo resultados al realizar las mediciones de nuestro prototipo, en la figura 4.23 se muestran los resultados obtenidos con la aplicación y el cálculo de la frecuencia cardíaca.

○ **Paciente 5**

A continuación se presentan los resultados obtenidos con pruebas realizadas en una mujer que cursaba la semana 36 de embarazo figura 4.24, la forma de onda del fonocardiograma figura 4.25 al igual que los resultados en la aplicación móvil en la figura 4.26.



Figura 4.24: Pruebas en Paciente 5.



Figura 4.25: Representación de sonidos cardíacos Paciente 3 en visualizador Biomedical Workbench.

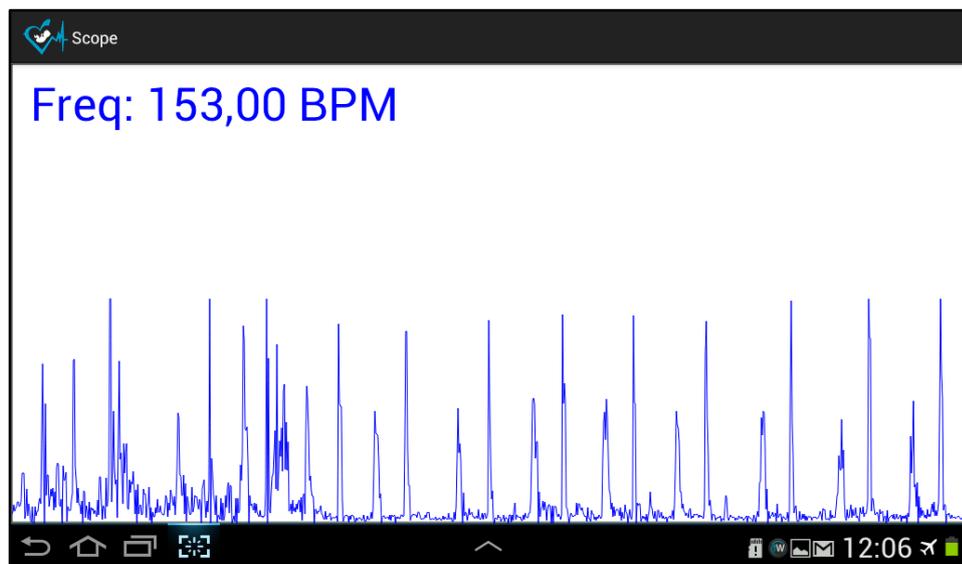


Figura 4.26: Resultados de Pruebas en aplicación móvil Paciente 5.

○ **Paciente 6**

A continuación se presenta los resultados obtenidos con pruebas realizadas en una mujer que cursaba la semana 39 de embarazo ver figura 4.27 y los resultados obtenidos en la aplicación móvil figura 4.28.

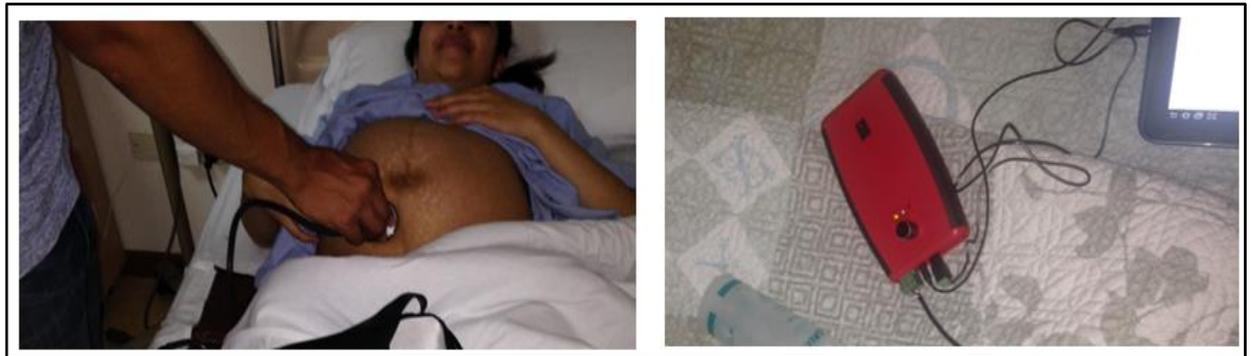


Figura 4.27: Pruebas en Paciente 6.

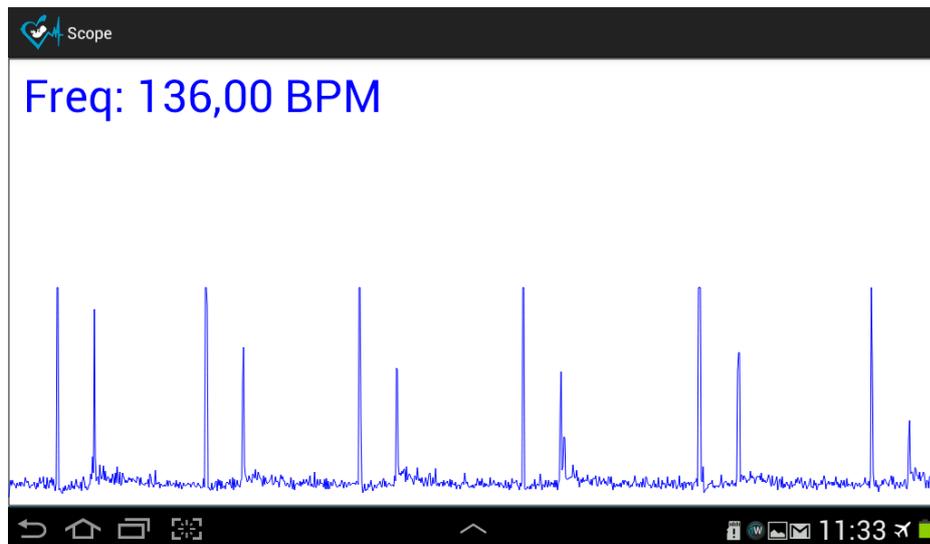


Figura 4.28: Resultados de Pruebas en aplicación móvil Paciente 6.

4.6 Presupuesto del Prototipo.

En el mercado local se puede encontrar diferentes tipos de Detectores Cardíacos fetales, por lo que se realizó una comparación de mercado con un equipo de casa comercial abarcando este la totalidad de las características dispuesta al prototipo realizado, el modelo del detector cardiaco fetal es el SONICAID ONE ver

características en (Anexo 8). Dicho equipo está cotizado en un valor de \$ 604,17 siendo éste precio al contado incluido impuestos y a nivel del país según Recor Dental y Quimediq (Anexo 8).

En la Tabla C.3 se detalla el costo de diseño e implementación del Fonocardiógrafo Fetal que se refiere a esta investigación:

Tabla C.3: Costos elaboración del dispositivo.

Descripción	Precio
Componentes Electrónicos	16
Placas Electrónicas	30
Modulo Cargador de Batería	5
Batería Ion-Li de 2700mA	6.5
Conectores Varios	4
Carcasa	10
SUBTOTAL	\$ 71.5

Al precio anterior se le debe adicionar el valor de tiempo de diseño e implementación del dispositivo, tanto en la programación de la aplicación como el diseño del PCB para el hardware ver Tabla C.4.

Tabla C.4: Costos por Desarrollo.

SUBTOTAL	\$ 71.5
Tiempo de diseño del PCB	45
Tiempo de diseño de la Aplicación	50
TOTAL	\$ 166.5

La posibilidad de reducir el costo final del dispositivo sin variar la calidad de sus resultados sería reduciendo el tamaño de la electrónica, es decir, montar una placa de montaje superficial. Ya que con esto se reduciría costo en carcasa e incluso se podría obviar algunos conectores.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones:

- Como se pudo observar el dispositivo propuesto resulto ser adecuado para visualizar señales fonocardiográficas y obtener la frecuencia cardiaca fetal a partir de la señal de interés, con la ventaja de reproducir los sonidos adquiridos desde el vientre materno de manera analógica y no invasiva.
- Comprobando de esta manera que se logró cumplir con los objetivos propuestos tanto al momento del diseño como en la implementación del dispositivo. Logramos los resultados de cada una de las etapas mediante pruebas realizadas con el dispositivo denominado Fonocardiógrafo Fetal, además dejando una buena base para un futuro análisis de sonidos cardiacos fetales mucho más detallado y talvez enfocado al ámbito patológico.
- Se presenta también un rango de efectividad del valor predictivo de la FCF, dicho rango basado en el monitoreo de distintas etapas de gestación realizadas con el Fonocardiógrafo Fetal. Cabe recalcar que en su gran mayoría las pruebas se las realizaron en horas de la mañana, debido a que hay mayor probabilidad de quietud en el feto evitando así la captación de patrones o movimientos corporales no deseados.
- En la parte electrónica se diseñó y comprobó el funcionamiento de los diferentes tipos de filtrado necesarios para el acondicionamiento de señal para el posterior procesamiento digital, cumpliendo con los objetivos planteados y destacando que el dispositivo tiene un sistemas de alimentación portátil mediante batería y una gran autonomía.
- La aplicación Android desarrollada que procesa las señales adquiridas con el dispositivo tiene también sus limitaciones en cuanto a la parte gráfica, debido principalmente al tipo de señal (no estacionaria) que es digitalizada a una velocidad de muestreo definida como la máxima del dispositivo, además, se

presentan cambios de la FCF con respecto al tiempo de adquisición de parte del dispositivo Android, debido a la gran cantidad de datos que son almacenados en el “buffer de audio”, pero que no distan de una visualización a tiempo real de las señales fonocardiográficas.

Recomendaciones:

- Se debe destacar que para un óptimo uso de micrófonos para la detección de la actividad cardíaca fetal es muy importante conocer las características específicas de estos transductores, como respuesta en frecuencia y una ganancia ajustable, con el fin de que dicho dispositivo sea recomendable ya que de aquí se desprende en su totalidad la señal en cuestión.
- Además es importante encontrar reguladores de tensión para sistemas embebidos, ya que estos presentan buena estabilidad frente a cargas capacitivas, y puesto que si se va a trabajar con filtrado analógico siempre habrá elementos capacitivos.
- Para mejorar las condiciones y resultados en la adquisición, puesto que si bien se logró un buen acondicionamiento, procesamiento y ganancia de la señal fonocardiográfica, resulta que al momento del monitoreo fetal deben tenerse en cuenta lo siguiente: condiciones favorables respecto a ruido externo, correcta auscultación en el vientre materno y una duración ligeramente prolongada al momento del monitoreo para una mejor aproximación de la FCF.

BIBLIOGRAFIA

- (s.f.). Recuperado el 2016, de <https://www.ekuore.com/fonendoscopio-electronico/>.
- (s.f.). Recuperado el 2016, de <http://www.aurorahealthcare.org/yourhealth/healthgate/getcontent.asp>.
- 2 EDITION, E. K. (2000). *Pocket Guide to ECG Diagnosis*. USA: Blackwell Science Inc.
- 3M. (2016). Littmann Stethoscopes.
- Abbas K. Abbas, R. B. (2009). Introduction to Phonocardiography Signal Processing. En *Phonocardiography Signal Processing* (Vol. vol. 23, págs. pp 1-29). Connecticut: A Publication in the Morgan & Claypool Publishers series, John D. Enderle, University of Connecticut.
- Abbas K. Abbas, R. B. (2009). *Phonocardiography Signal Processing*. Morgan & Claypool Publishers.
- Adafruit. (2015). *Adafruit*. Obtenido de <https://www.adafruit.com/products/1063>
- ADAFRUIT-MAXIM. (2015). *Low-Cost, Micropower, SC70/SOT23-8, Microphone*. Recuperado el 2015, de <https://www.adafruit.com/datasheets/MAX4465-MAX4469.pdf>
- Andrés M. Castaño, E. D. (2007). Analisis acústico sobre señales de auscultacion digital para la deteccion de soplos cardíacos. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid.
- Arthur B. Williams, F. J. (2006). *Electronic Filter Design Handbook*. McGraw-Hill Education; 4 edition (July 31, 2006).
- Balogh, A. T. (2012). *Analysis of the Heart Sounds and Murmurs of Fetuses and Preterm Infants*. Budapest.
- C.R. Vázquez - Seisdedos, F. V.-P. (2007). Método estadístico-geométrico para medir la variabilidad de la frecuencia cardíaca. *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for latin American Health, Vol.18*, PP 140-149.
- Caldwell, T. D.-P.-J. (TIDU765-January 2015). *Single-Supply, Electret Microphone Pre-Amplifier*. Copyright © 2015, Texas Instruments Incorporated.
- Colley N, A. N. (Septiembre 2003). The fetal Phonogram: a measure of fetal activity. *Volume 327, Issue 8487*, Pages 931-935.
- CORP, S. (s.f.).
- D. Gill, N. G. (2005). Detection and identification of heart sounds using homomorphic envelope and self-organizing probabilistic model. *Computers in Cardiology*, 5(43), 957-960.
- DALCAME. (2015). *Dalcame Grupo de Investigacion Biomédica*. Recuperado el 27 de 11 de 2015, de <http://www.dalcame.com/fono.html#.VliE1nYrKM8>
- Devices, A. (2015). *Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier*. Norwood: One Technology Way.
- Ed., J. W. (2010). *Medical Instrumentation Application and Design, 4th Edition*.

- Electrocardiograma. (s.f.). *Wikipedia*. Recuperado el 2015, de <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>
- Ewing, G. (s.f.). *A new approach to the analisis of third heart sound - Master's thesis*. Australia: University of Adelaide.
- F. Ojeda, G. C. (2003). *Extraccion de características usando transformada de wavelet en la identificación de voces patológicas*. Colombia - Manizales: Grupo de control y Procesamiento digital de señales.
- F.E Valdés Pérez, O. C. (2009). *Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca mediante el fonocardiograma*. Santa Clara, Cuba.
- F.E. Valdés- Pérez, A. S.-R.-S. (2013). Método de la Plantilla Gaussiana para Extraer parametros del primer sonido Cardíaco. En *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21* (págs. 1078-181). Santiago de Cuba: Springer.
- Fernanda, B. G. (2015). *Desarrollo de un sistema telehomecare para la monitorizacion de un fonocardiograma y un electrocardiograma fetal*. Colombia: mboscan@academia.usbbog.edu.co 20081235019.
- Fernando E. Valdés Pérez, C. R. (2009). *Deteccion del sonido S1 por promediado de puntos en el fonocardiograma*. Santiago de Cuba, Cuba: Centro de Estudios de Neurociencias y Procesamiento de Imágenes y Señales, Universidad de Oriente.
- H. Liang, S. L. (1997). Heart sound segmentation algorithm based on heart sound evelogram. En *Proccedings of Computers in Cardiology* (págs. 105-108). vol 24.
- Hugo Alberto Cruz Ortega, F. X. (Marzo - Abril 2016). El Corazón y sus ruidos Cardíacos Normales y Agregados. *Revista de la Facultad de Medicina de la UNAM, Vol.59(N.2)*, pp 49- 55.
- Instrument, T. (2015). *OPA 2604 Dual FET- Input, Low Distortion Operational Amplifier*.
- Instruments, N. (s.f.). *Sonud and vibration analysis, theoretical basis for software development*. Recuperado el 2015, de www.ni.com
- Instruments, T. (2010). *UNIVERSAL ACTIVE FILTER*. Dallas: TI .
- Instruments, T. (2015). *TPS6109x Synchronous Boost Converter*. Dallas.
- J, M. (2006). *Fonocardiografía Esado del arte* . Colombia: Universidad politécnica de cartagena.
- Jaime A. Gallo, J. F. (s.f.). Análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. *IATREIA, 12(2)*.
- Jamous, G. (August - 2016). *OPTIMAL TIME-WINDOW DURATION FOR COMPUTING TIME/FREQUENCY REPRESENTATIONS OF NORMAL PHONOCARDIOGRAMS*. Obtenido de <http://documents.tips/documents/optimal-time-window-duration-for-computing-timefrequency-representations-of.html>
- Jenna Boeing, T. G. (December 11, 2012). *Fetal Heart Rate Monitor for Resource - Limited Settings*. Michigan: Universiti of Michigan.
- Kerner R, Y. Y.-H. (2004). Maternal self - administered fetal heat rate monitoring and transmission from home in high-risk pregnancies. *International Gynecology and Obstetrics , Vol.84*, pp 33-39.

- Kovacs, F. (2009). A Rule-Based Phonocardiographic Method for Long-Term Fetal Heart Rate Monitoring. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 47(1), 124-125.
- M. Godinez, A. J. (2003). On-line fetal heart rate monitor by phonocardiography. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 4(43), 3141-3144.
- M. Ruffo, M. C. (2010). An algorithm for FHR estimation from foetal phonocardiographic signals. *Biomedical Signal Processing and Control*, 5(2), 131-141.
- M., C. (2002). *Foetal Heart Monitoring*. Baltimore,Londres: Williams and Wilkins.
- Mandeep Singh, A. C. (September 2013). Heart Sounds Classification using Feature Extraction of Phonocardiography Signal. *International Journal of Computer Applications (0975 – 8887)*, Vol 77(No. 4), www.ijcaonline.org.
- Martínez, J. F. (2010- 2011). *Ingeniería Biomédica*. Valencia.
- Mcphee-Ganong-Lingappa-Lange. (2007). *Fisiopatología médica : una introducción a la medicina clínica 5ta Edición*. México: Manual Moderno.
- Moyano, J. M. (2005). *Instrumentacion Electrónica de Comunicaciones - El amplificador de instrumentación*. Santander.
- Osorio J, L. C. (2007). *Diseño y construccion de un fonocardiografo digital con visualizacion de LabVIEW*. Medellin.
- Pedraza, J. A. (2007). *DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN PROTOTIPO DE FONOCARDIÓGRAFO*. Santafé de Bogotá: Universidad de San Buenaventura.
- Pedraza, J. A. (2007). *Diseño y Construccion de un Prototipo de Fonocardiografo*. Santa fe de Bogota : Universidad de San Buenaventura.
- Pinel, J. P. (2005). *Biopsicología*. Madrid: Pearson Educación.
- Products, M. I. (2015). *Low-Cost, Micropower, SC70/SOT23-8, Microphone Preamplifiers with Complete Shutdown*. Sunnyvale CA: Printed USA.
- Raquel Martinez, R. F. (s.f.). *Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales*.
- Romero, J. L. (2015). *ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRAFICAS USANDO TECNICAS DE PROCESAMIENTO DIGITAL*. Catalunya.
- Romero, J. I. (2015). *Análisis de señales electrocardiográficas usando técnicas de procesamiento digital*. Catalunya: Universidad oberta de Catalunya.
- S Debbal, F. B.-R. (2006). Spectral analysis of the PCG signals. *The Internet Journal of Bioengineering*, Vol. 2(Number 1).
- Salazar, D. G. (2005). *ELECTROCARDIOGRAFIA*.
- SHENZHEN PKCELL BATTERY CO., L. (2014). *Li-Polymer Battery Technology Specification*. Shenzhen Guangdong.
- Sinai. (s.f.). *Sinai Ingenieria de mantenimiento*. Obtenido de http://www.sinai.es/Recursos/Curso-vibraciones/fundamentos/transformada_fourier.html

SOLANS, X. (s.f.). *Diseño de filtros de audio por ordenador*.

Stitt, J. M. (s.f.). *FILTER DESIGN PROGRAM FOR THE UAF42 UNIVERSAL ACTIVE FILTER*.

Talbert DG, D. J. (2009). CHAPTER 1 A new look at fetal phonocardiography using a transducer of improved sensitivity and bandwidth. En *Fetal Physiological Measurements* (págs. pp 3 - 9). Oxford: Peter Rolfe.

TRRS and TRS Plugs and Sockets Explained. (2015). Obtenido de <http://blog.mklec.com/trrs-and-trs-plugs-and-sockets-explained/>

Ubeyli, E. D. (2008). Wavelet mixture of experts networks structure for EEG signal classification. En *Experts Systems whit Applications* (págs. pp 1954-1962).

Wikipedia - Enciclopedia libre. (s.f.). Recuperado el 2015, de https://es.wikipedia.org/wiki/Amplificador_operacional#/media/File:Op-Amp_Internal.svg

Wikipedia. (2016). Recuperado el Febrero de 2016, de https://es.wikipedia.org/wiki/Estetoscopio_de_Pinard

Yesid Santafé Ramón, W. G. (2010). Prototipo de fonendoscopio digital. *Matices Tecnológicos*(2).

ANEXO 1



PART NUMBER: CMA-4544PF-W

DESCRIPTION: electret condenser microphone

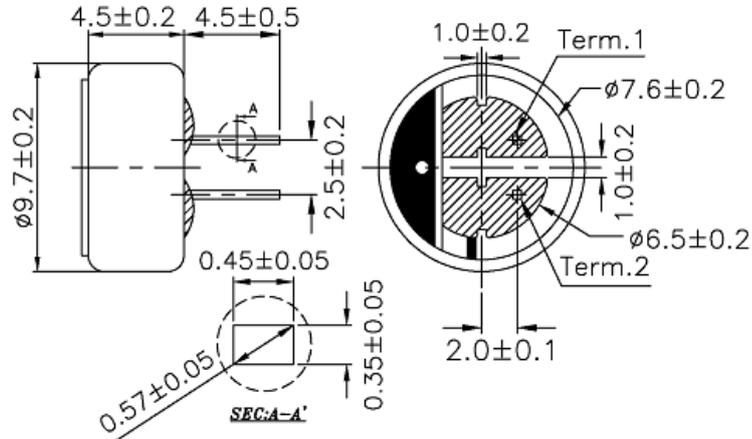
SPECIFICATIONS

directivity	omnidirectional	
sensitivity (S)	-44 ±2 dB	f = 1KHz, 1Pa 0dB = 1V/Pa
sensitivity reduction (ΔS-Vs)	-3 dB	f = 1KHz, 1Pa Vs = 3.0 ~ 2.0 V dc
operating voltage	3 V dc (standard), 10 V dc (max.)	
output impedance (Zout)	2.2 KΩ	f = 1KHz, 1Pa
operating frequency (f)	20 ~ 20,000 Hz	
current consumption (IDSS)	0.5 mA max.	Vs = 3.0 V dc RL = 2.2KΩ
signal to noise ratio (S/N)	60 dBA	f = 1KHz, 1Pa A-weighted
operating temperature	-20 ~ +70° C	
storage temperature	-20 ~ +70° C	
dimensions	ø9.7 x 4.5 mm	
weight	0.80 g max.	
material	Al	
terminal	pin type (hand soldering only)	
RoHS	yes	

note:

We use the "Pascal (Pa)" indication of sensitivity as per the recommendation of I.E.C. (International Electrotechnical Commission). The sensitivity of "Pa" will increase 20dB compared to the "ubar" indication. Example: -60dB (0dB = 1V/ubar) = -40dB (1V/Pa)

APPEARANCE DRAWING



19-1950; Rev 1; 4/01



Low-Cost, Micropower, SC70/SOT23-8, Microphone Preamplifiers with Complete Shutdown

General Description

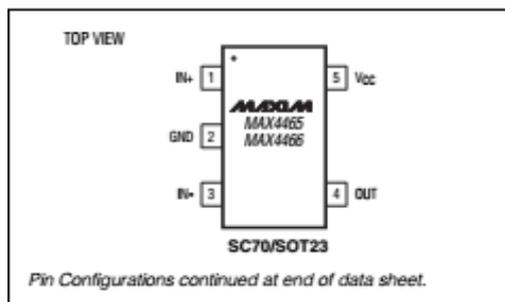
The MAX4465–MAX4469 are micropower op amps optimized for use as microphone preamplifiers. They provide the ideal combination of an optimized gain bandwidth product vs. supply current, and low voltage operation in ultra-small packages. The MAX4465/MAX4467/MAX4469 are unity-gain stable and deliver a 200kHz gain bandwidth from only 24 μ A of supply current. The MAX4466/MAX4468 are decompensated for a minimum stable gain of +5V/V and provide a 600kHz gain bandwidth product. In addition, these amplifiers feature Rail-to-Rail® outputs, high A_{VOL} , plus excellent power-supply rejection and common-mode rejection ratios for operation in noisy environments.

The MAX4467/MAX4468 include a complete shutdown mode. In shutdown, the amplifiers' supply current is reduced to 5nA and the bias current to the external microphone is cut off for ultimate power savings. The single MAX4465/MAX4466 are offered in the ultra-small 5-pin SC70 package, while the single with shutdown MAX4467/MAX4468 and dual MAX4469 are available in the space-saving 8-pin SOT23 package.

Applications

- Microphone Preamplifiers
- Hearing Aids
- Cellular Phones
- Voice-Recognition Systems
- Digital Dictation Devices
- Headsets
- Portable Computing

Pin Configurations



Rail-to-Rail is a registered trademark of Nippon Motorola, Ltd.

Features

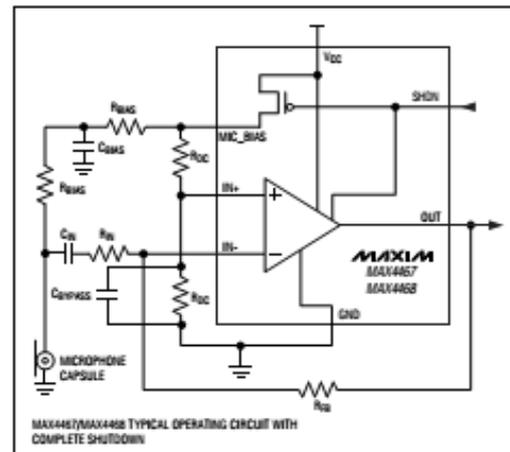
- ◆ +2.4V to +5.5V Supply Voltage Operation
- ◆ Versions with 5nA Complete Shutdown Available (MAX4467/MAX4468)
- ◆ Excellent Power-Supply Rejection Ratio: 112dB
- ◆ Excellent Common-Mode Rejection Ratio: 126dB
- ◆ High A_{VOL} : 125dB ($R_L = 100k\Omega$)
- ◆ Rail-to-Rail Outputs
- ◆ Low 24 μ A Quiescent Supply Current
- ◆ Gain Bandwidth Product:
 - 200kHz (MAX4465/MAX4467/MAX4469)
 - 600kHz $A_V \geq 5$ (MAX4466/MAX4468)
- ◆ Available in Space-Saving Packages
 - 5-Pin SC70 (MAX4465/MAX4466)
 - 8-Pin SOT23 (MAX4467/MAX4468/MAX4469)

Ordering Information

PART	TEMP. RANGE	PIN-PACKAGE
MAX4465EXK-T	-40°C to +85°C	5 SC70-5
MAX4465EUK-T	-40°C to +85°C	5 SOT23-5
MAX4466EXK-T	-40°C to +85°C	5 SC70-5
MAX4466EUK-T	-40°C to +85°C	5 SOT23-5

Ordering Information continued at end of data sheet.

Typical Operating Circuit



MAX4465-MAX4469



Maxim Integrated Products 1

For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim/Dallas Direct! at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at www.maxim-ic.com.

ANEXO 2



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage

0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift

1.0 nA max, Input Bias Current

100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise

0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)

15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

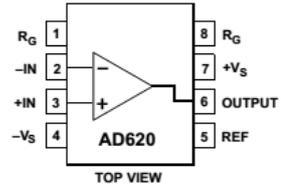
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q) and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

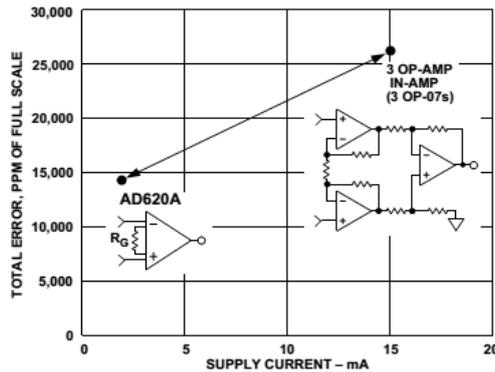


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

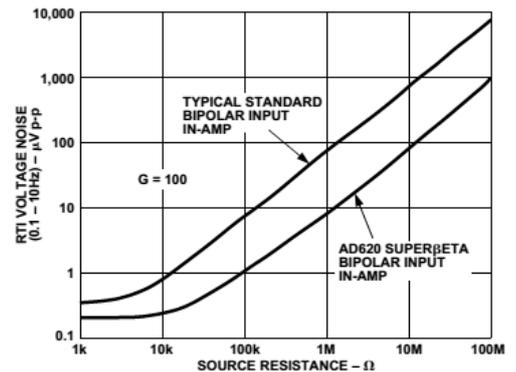


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

ANEXO 3

UNIVERSAL ACTIVE FILTER

FEATURES

- VERSATILE—
LOW-PASS, HIGH-PASS
BAND-PASS, BAND-REJECT
- SIMPLE DESIGN PROCEDURE
- ACCURATE FREQUENCY AND Q —
INCLUDES ON CHIP 1000pF ±0.5%
CAPACITORS

APPLICATIONS

- TEST EQUIPMENT
- COMMUNICATIONS EQUIPMENT
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION SYSTEMS
- MONOLITHIC REPLACEMENT FOR UAF41

DESCRIPTION

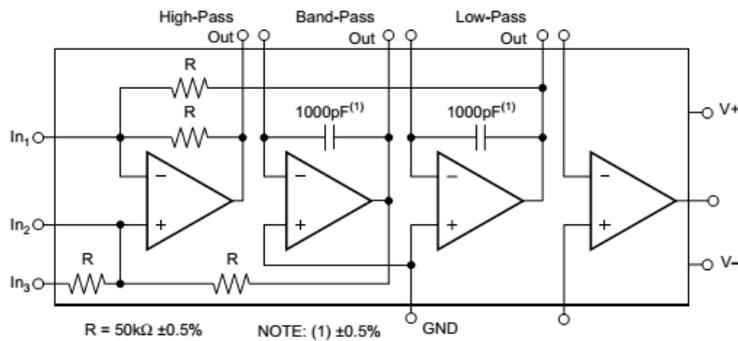
The UAF42 is a universal active filter which can be configured for a wide range of low-pass, high-pass, and band-pass filters. It uses a classical state-variable analog architecture with an inverting amplifier and two integrators. The integrators include on-chip 1000pF capacitors trimmed to 0.5%. This solves one of the most difficult problems of active filter design—obtaining tight tolerance, low-loss capacitors.

A DOS-compatible filter design program allows easy implementation of many filter types such as Butterworth, Bessel, and Chebyshev. A fourth, uncommitted FET-input op amp (identical to the other

three) can be used to form additional stages, or for special filters such as band-reject and Inverse Chebyshev.

The classical topology of the UAF42 forms a time-continuous filter, free from the anomalies and switching noise associated with switched-capacitor filter types.

The UAF42 is available in 14-pin plastic DIP and SOL-16 surface-mount packages, specified for the –25°C to +85°C temperature range.



SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	UAF42AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	
FILTER PERFORMANCE					
Frequency Range, f_n			0 to 100		kHz
Frequency Accuracy vs Temperature	$f = 1\text{kHz}$		0.01	1	%
Maximum Q			400		$^\circ\text{C}$
Maximum $(Q \cdot \text{Frequency})$ Product			500		kHz
Q vs Temperature	$(f_0 \cdot Q) < 10^4$		0.01		$^\circ\text{C}$
	$(f_0 \cdot Q) < 10^5$		0.025		$^\circ\text{C}$
Q Repeatability	$(f_0 \cdot Q) < 10^5$		2		%
Offset Voltage, Low-Pass Output				± 5	mV
Resistor Accuracy			0.5	1%	%

ANEXO 4



OPA2604

SBOS006A – SEPTEMBER 2000 – REVISED DECEMBER 2015

OPA2604 Dual FET-Input, Low-Distortion Operational Amplifier

1 Features

- Low Distortion: 0.0003% at 1 kHz
- Low Noise: 10 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- High Slew Rate: 25 V/ μs
- Wide Gain-Bandwidth: 20 MHz
- Unity-Gain Stable
- Wide Supply Range: $V_S = \pm 4.5$ to ± 24 V
- Drives 600- Ω Loads

2 Applications

- Professional Audio Equipment
- PCM DAC I/V Converters
- Spectral Analysis Equipment
- Active Filters
- Transducer Amplifiers
- Data Acquisition

3 Description

The OPA2604 is a dual, FET-input operational amplifier designed for enhanced AC performance. Low distortion, low noise, and wide bandwidth provide superior performance in high quality audio and other applications requiring dynamic performance.

New circuit techniques and special laser-trimming of dynamic circuit performance yield low harmonic distortion. The result is an operational amplifier with exceptional sound quality. The low-noise FET input of the OPA2604 provides wide dynamic range, even with high source impedance. Offset voltage is laser-trimmed to minimize the need for interstage coupling capacitors.

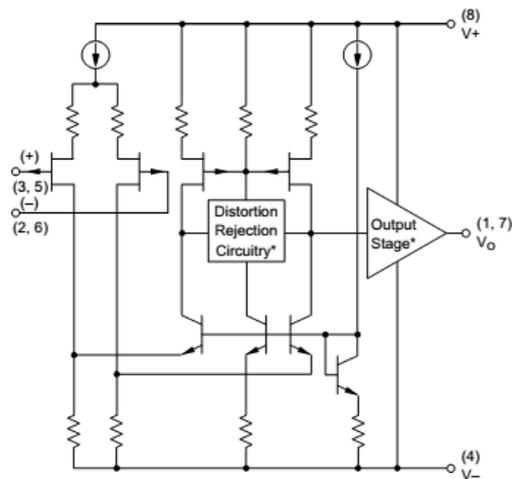
The OPA2604 is available in 8-pin plastic mini-DIP and 8-Pin SOIC surface-mount packages, specified for the -25°C to 85°C temperature range.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
OPA2604	SOIC (8)	3.91 mm × 4.90 mm
	PDIP (8)	6.35 mm × 9.81 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic



* Patents Granted:
#5053718, 5019789

ANEXO 5

PKCELL

SHENZHEN PKCELL BATTERY CO., LTD

PKCELL BATTERY	Document	Technical Specification Li-Polymer 803860 2000mAh 3.7V with PCM	Edition	A
			Valid Date	2014-06-03
	Number	QA.S.0228	Drafted by	Wangqing Huang
			Signed by	Zhijiang li

1 Scope

This document describes the performance characteristics and testing methods for Li-polymer battery produced by SHENZHEN PKCELL BATTERY CO., LTD.

2 Product type and model number**2.1 Product type**

Lithium-polymer battery

2.2 Model number

LP-803860 3.7V 2000mAh with PCM

3 Rated performance**Form 1: Battery rated performance**

No	Item	Rated performance	Remark
1	Capacity	Nominal 2000mAh Minimum 1900mAh	Standard discharge after standard charge
2	Nominal voltage	3.7V	Mean operation voltage during standard discharge after standard charge
3	Voltage at end of discharge	3.0V	Discharge cut-off voltage
4	Charging voltage	4.2V	
5	Standard charge	Constant current 0.2C ₅ A Constant voltage 4.2V Cut-off current 0.01C ₅ A	
6	Quick charge	Constant current 1C ₅ A Constant voltage 4.2V Cut-off current 0.01C ₅ A	
7	Standard discharge	Constant current 0.2 C ₅ A End voltage 3.0V	
8	Maximum continuous discharge current	1 C ₅ A	Text
9	Operation temperature range	Charge: 0~45℃	60±25%R.H
		Discharge: -20~60℃	
10	Cycle life	>300cycles	Charging/discharging in the below condition: Charge: standard charge Discharge: 0.2C ₅ A to 3.0V Rest time between charge/discharge: 30min Until the discharge capacity <60% of NC
11	Storage temperature	During 1 month: -5 ~ 35℃	60±25%R.H
		During 6 months: -20 ~ 45℃	

ANEXO 6



TPS61090, TPS61091, TPS61092

SLVS484C—JUNE 2003—REVISED DECEMBER 2014

TPS6109x Synchronous Boost Converter With 2-A Switch

1 Features

- Synchronous (96% Efficient) Boost Converter With 500-mA Output Current From 1.8-V Input
- Available in a 16-Pin VQFN 4 x 4 Package
- Device Quiescent Current: 20 μ A (Typ)
- Input Voltage Range: 1.8 V to 5.5 V
- Adjustable Output Voltage Up to 5.5 V Fixed Output Voltage Options
- Power Save Mode for Improved Efficiency at Low Output Power
- Low Battery Comparator
- Low EMI-Converter (Integrated Antiringing Switch)
- Load Disconnect During Shutdown
- Over-Temperature Protection

2 Applications

- All Single Cell Li or Dual Cell Battery or USB Powered Operated Products
 - MP3 Player
 - PDAs
 - Other Portable Equipment

3 Description

The TPS6109x devices provide a power supply solution for products powered by either a one-cell Li-Ion or Li-Polymer, or a two-cell alkaline, NiCd or NiMH battery and required supply currents up to or higher than 1 A. The converter generates a stable output voltage that is either adjusted by an external resistor divider or fixed internally on the chip. It provides high efficient power conversion and is capable of delivering output currents up to 0.5 A at 5 V at a supply voltage down to 1.8 V. The implemented boost converter is based on a fixed frequency, pulse-width- modulation (PWM) controller using a synchronous rectifier to obtain maximum efficiency. Boost switch and rectifier switch are connected internally to provide the lowest leakage inductance and best EMI behavior possible. The maximum peak current in the boost switch is limited to a value of 2500 mA.

The converter can be disabled to minimize battery drain. During shutdown, the load is completely disconnected from the battery. A low-EMI mode is implemented to reduce ringing and, in effect, lower radiated electromagnetic energy when the converter enters the discontinuous conduction mode.

The output voltage can be programmed by an external resistor divider or is fixed internally on the chip.

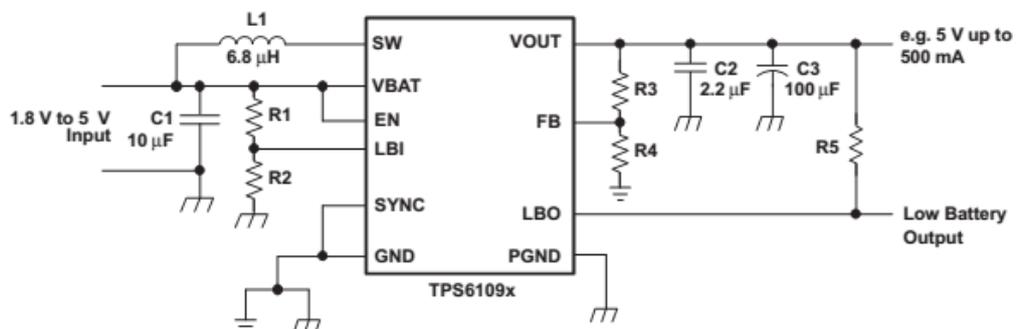
The device is packaged in a 16-pin VQFN 4-mm x 4-mm (16 RSA) package.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
TPS61090	VQFN (10)	4.00 mm x 4.00 mm
TPS61091		
TPS61092		

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

Simplified Application Schematic



ANEXO 8

RUC: 0190085422001



PROFORMA # 12150

Cuenca, 15 de Septiembre de 2016

Sr(a).
ING DIEGO WILCHES JACOME
ATENCION:
CUENCA
Ciudad.

Referencia: Presentación Empresarial.

De nuestras consideraciones:

Recor Dental y Quimedic S. A., es una empresa legalmente constituida en octubre de 1980, dedicada a la importación y comercialización de equipos, insumos y prestación de servicios a nivel nacional en las áreas de: ODONTOLOGIA, MEDICINA Y LABORATORIO. Representamos para Ecuador fábricas de prestigio mundial, contamos con un amplio stock de repuestos genuinos y un servicio técnico con personal altamente capacitado por las marcas representadas y con amplia experiencia en campo para la instalación, mantenimientos preventivos, correctivos y servicio de post-venta.

Area odontológica: GNATUS, MAILLEFER, DENTSPLY, DENTALEZ, J.MORITA, 3M ECUADOR C.A, DENT-X, MAJOR SPA, DENTAL MORELLI, BIO-ART, AGS EQUIPAMENTOS S.A.

Area médica: RIESTER, CEC ELECTRÓNICA, YESNG, SCHILLER, MEDISPOREX, HUNTLEIGH HEALTHCARE, ADE SCALE.

Area de laboratorio: OLYMPUS, TUTTNAUER, MEMMERT, HETTICH, ERBA MANNHEIM, SUPERIOR-MARIENFELD, BIOAIR-EURO CLONE, BIOCIENTIFICA, MEDIPOINT, K.GEMMY, BOECO, ARCTIKO, LEEDS, LUMENERA, MILESTONE.

Cordialmente,

Ing. Teodoro Jaramillo
GERENTE GENERAL

RUC: 0190085422001



MSGE3000 DETECTOR DE LATIDOS FETALES

MOXE0001 DETECTOR CARDIACO FETAL SONICAID ONE

El SONICAID ONE es un detector portatil que funciona con pilas,diseñado para la detección temprana de vida fetal y la confirmación de vida continua durante el embarazo y el parto. El SONICAID funciona a una frecuencia nominal de 2 MHz,usando ultrasonido Doppler para detectar el latido cardiaco fetal,desde los inicios del embarazo. Es adecuado para usarlo en el periodo prenatal o durante el parto. El SONICAID está provisto de un sensor y un cable estancos al agua. Especificaciones : Onda continua; Dopppler . Frecuencia 2 MHz.;Pantalla digital;FCF visualizado,intervalo 50-210 lpm. Resolución : 1 lpm. Promedio: 3-5 latidos. Incluye :gel de transmisión,caja de pilas,estuche>manual de operación. Origen:INGLATERRA.

MARCA: HUNTLEIGH HEALTHCARE

MVRE0001 MONITOR ANTEPARTO MODELO TEAM 8909

El Sonicaid Team es un monitor compacto y liviano, para el monitoreo continuo del corazón fetal, actividad uterina y movimientos fetales. Ultrasonido, toco externo y un marcador sensor de los movimientos fetales son características estándar. Provee un análisis objetivo del CTG anteparto. 1.5 MHz transductor ultrasonido.Transductor toco (contracciones externas). Impresora desmontable. Opción de cuidado anteparto FHR usando criterio Dawes/Redman
 Provisto con un set de accesorios que comprende: Marcador de evento, 2 cinturones elásticos (libres de latex) 1.5m par, 2 buckles transductores, 5 membranas tranductoras toco, 1 gel Aquasonic 8oz, 45mm de papel. Unidad base para salida de impresora - Manual de usuario. Tarjeta de inicio. Lead principal. El menú avanzado del Sonicaid Team incluye 6 horas de almacenamiento CTG
 Alarma para los valores altos/bajos del corazon fetal
 Cronometro para el tiempo transcurrido
 Anotaciones de eventos clinicos
 Anotaciones del paciente.
 Actograma
 Detección automática del movimiento fetal.
 Conectividad RS232/RS485
 Origen: UK

RUC: 0190085422001



PROFORMA # 12150	Fecha: 2016-09-15 23:37:25
CLIENTE : ING DIEGO WILCHES JACOME CI / RUC : 9999999999999 Telf. : 0 DIRECCION : CUENCA	

CODIGO	DESCRIPCION	CANT.	P.V.P.	% DSC.	SUBTOTAL
MSGE3000	DETECTOR DE LATIDOS FETALES(AEON)	1.00	149,29	0,00	149,29*
MOXE0001	DETECTOR CARDIACO FETAL SONICAID	1.00	604,17	0,00	604,17*
MVRE0001	ONE(HUNTLEIGH HEALTHCARE) MONITOR ANTEPARTO MODELO TEAM 8909 (WELCH ALLYN)	1.00	6.915,98	42,17	3.999,51*
Los productos marcados con * cargan impuestos			SUBTOTAL 14%		4.752,97
			SUBTOTAL 0%		0,00
			DESCUENTO		0,00
			IVA		665,42
			TOTAL		5.418,39

Validez de la Oferta: 15 días.

Forma de Pago: CONTADO.

Tiempo de entrega: Inmediata bajo disponibilidad de Stock.

Garantía:

- Recor Dental y Quimedic S.A. ampara exclusivamente defectos de fabricación.
- Las partes que están sometidas a desgaste por un proceso normal durante el trabajo de los equipos no están cubiertas por la garantía.
- Deslindamos responsabilidad debido a daños producidos por instalaciones inadecuadas, uso inapropiado y/o accidentes fortuitos en el lugar de trabajo.

Orden Procesada por: ESPEJO CARABAJO LOURDES CATALINA

ANEXO 9



CLINICA HUMANITARIA

Fundación Pablo Jaramillo Crespo

Cuenca a 12-10-2016

A petición de parte interesada

CERTIFICO

Que la SRS. PABLO ESTEBAN PULLA MEJIA Y DIEGO OCTAVIO WILCHES JACOME , acudieron a este centro de salud los días 3-4 y 5 de Octubre para realizar pruebas de funcionamiento de un fonocardiógrafo fetal en pacientes obstétricas hospitalizadas, auscultando frecuencias cardíacas fetales .Es todo cuanto puedo informar en honor a la verdad pudiendo los interesados dar de la presente el uso que más le convenga a sus intereses.

Atte.


Dr. Vinicio Orellana G.
FUNDACION HUMANITARIA
PABLO JARAMILLO CRESPO
MEDICO TRATANTE

