ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“Aplicación Práctica en Telemedicina: Diseño e Implementación de un Sistema de Transmisión de Señales Cardiacas a través de una Red Celular”

TESIS DE GRADO

Previo a la obtención del Título de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

Presentada por:

Pablo Andrés Medina Cáceres

Octavio Emilio Criollo Ortiz

GUAYAQUIL – ECUADOR

Año: 2009

// A G R A D E C I M I E N T O

A todas las personas que de uno u otro modo colaboraron en la realización de este trabajo.

D E D I C A T O R I A

A mi madre, la persona
más importante de mi
vida.

Pablo

A mi familia sobre todo
a mis padres.

Octavio

TRIBUNAL DE GRADUACIÓN

Ing. Jorge Aragundi SUBDECANO DE LA FIEC PRESIDENTE	Ing. Dennys Cortez A. DIRECTOR DE TESIS
Msc. Rebeca Estrada P. MIEMBRO PRINCIPAL	Msc. César Yépez F. MIEMBRO PRINCIPAL

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido expuestos en esta Tesis de Grado nos corresponden exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”

Pablo Medina Cáceres

Octavio Criollo Ortiz

RESUMEN

El avance constante de la tecnología ha permitido que la ciencia médica actual disponga de una gran cantidad de equipos de excelentes prestaciones, tamaños y costos reducidos. Además se han producido mejoras en la forma de visualizar las señales biomédicas desde los anticuados registros con pluma entintada y papel termosensible, hasta computadoras con diversos programas de digitalización y procesamiento de señales. Sin embargo, la tecnología no se detiene en ese punto puesto que hoy en día también es posible disponer de equipos médicos portátiles que agregándoles la capacidad de transmitir de manera inalámbrica las señales biomédicas, permiten obtener un excelente sistema para proveer servicios de salud a distancia. Con esto se facilita el acceso a servicios médicos especializados para personas localizadas en sectores remotos donde la disponibilidad de estos servicios es escasa.

El presente trabajo expone una aplicación práctica en telemedicina, mediante la cual se desarrollará un modelo para el análisis de la viabilidad de transmitir una señal cardiaca utilizando como medio de transmisión la infraestructura celular.

ÍNDICE GENERAL

Pág.

RESUMEN II

ÍNDICE GENERAL III

ABREVIATURAS VIII

SIMBOLOGÍA X

ÍNDICE DE FIGURAS XI

ÍNDICE DE TABLAS XV

ÍNDICE DE DISEÑOS XVI

INTRODUCCIÓN 1

CAPÍTULO 1

1. MARCO TEÓRICO 3

1.1. Telemedicina 3

1.1.1. Definición 3

1.2. Conceptos médicos 5

1.2.1. Anatomía del corazón 6

1.2.1.1. El corazón y sus partes 7
1.2.1.2. Cavidades del corazón 8
1.2.1.3. Válvulas cardiacas 10
1.2.2. El corazón como una bomba muscular 11
1.2.3. Ciclo cardiaco 12
1.2.3.1. Sístole 12
1.2.3.2. Diástole 13
1.3. Sistema de conducción eléctrica cardiaca 13
1.4. Electrocardiografía 15
1.4.1. Electrocardiógrafo 15
1.4.2. Electrocardiogramas 17
1.4.3. Derivaciones del electrocardiograma 18
1.4.3.1. Derivaciones bipolares 18
1.4.3.2. Derivaciones monopolares 19
1.4.3.3. Derivaciones precordiales 20
1.4.4. Descripción de la señal EKG 22
1.4.5. Electrodos para la captura de señales cardiacas 24
1.4.6. Detección de enfermedades del corazón 26
1.5. Tecnologías disponibles para la transmisión de señales cardiacas 27
1.5.1. Tecnologías de información y comunicación o TICs 28
1.5.2. Tecnologías inalámbricas 29

1.5.3. Tecnología celular en la telemedicina................................30

CAPÍTULO 2

2. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN DE SEÑALES CARDIACAS A TRAVÉS DE LA RED CELULAR 38

2.1. Modelado del sistema...40

2.2. Descripción de la estación remota...41

2.2.1. Elementos de la estación remota......................................41

2.2.1.1. Módulo para la adquisición de señales cardiacas... 42

2.2.1.2. Unidad remota de tratamiento de señales biomédicas 43

2.2.1.3. Equipo transmisor o celular.................................44

2.3. Descripción de la estación base 44

2.3.1. Elementos de la estación base 45

2.3.1.1. Equipo receptor o celular 45

2.3.1.2. Unidad maestra de tratamiento de señales biomédicas 46

2.4. Proceso de transmisión de una señal cardiaca mediante una llamada celular...47

2.4.1. Adaptación de la señal cardiaca al canal de voz de la red celular 47

2.4.2. Creación de un archivo EKG.wav 50
2.4.3. Análisis espectral de la señal cardiaca 51
2.4.4. Análisis espectral del canal de voz de la red celular..........52
2.4.5. Técnica empleada para la transmisión de señales cardiacas 63
2.4.6. Selección de una portadora para la transmisión de señales cardiacas 65
2.4.7. Selección de la operadora móvil para la transmisión.........66
2.4.8. Creación de un archivo EKG_MOD.wav............................67

CAPÍTULO 3

3. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE LA ESTACIÓN REMOTA ...68
3.1. Diseño y construcción de un módulo portátil para adquisición de señales cardiacas (EKG) 68
3.1.1. Diseño de la etapa analógica..69
3.1.1.1. Amplificador de instrumentación 69
3.1.1.2. Análisis del ancho de banda de la señal cardiaca 73
3.1.1.3. Filtros pasa-altos...75
3.1.1.4. Filtros pasa-bajos...76
3.1.1.5. Filtrado de la señal cardiaca contra el ruido externo 79

3.1.1.6. Filtro Notch o de muesca 85
3.1.2. Acoplamiento de la señal EKG a través del puerto de audio del computador..87
3.1.2.1. Adaptación de la señal EKG como señal de audio 88
3.1.2.2. Ancho de banda del puerto de audio del computador..89
3.1.2.3. Limitaciones en frecuencia del puerto de audio del computador..89
3.1.2.4. Técnica empleada para el acoplamiento computadora-módulo EKG 91
3.1.2.5. Resultado de la construcción del módulo EKG ...94
3.2. Herramientas empleadas para el diseño del modelo de transmisión a través de la red celular 96
3.2.1. Análisis y simulación del circuito analógico con Pspice.....96
3.2.2. Simulink como herramienta para el modelado del sistema.... 99
3.2.2.1. Aplicación en la estación remota 100
3.2.2.2. Aplicación en la estación base..........................102
3.3. Diseño de la unidad remota de tratamiento de señales biomédicas (URTSB) 103
3.3.1. Componentes del URTSB...104

3.3.1.1. Etapa de procesamiento 104

3.3.1.2. Etapa de modulación 105

3.3.1.3. Etapa de almacenamiento 105

3.3.1.4. Etapa de visualización 107

3.4. Celular transmisor y sus especificaciones 108

CAPÍTULO 4

4. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE LA ESTACIÓN BASE 110

4.1. Diseño de la unidad maestra de tratamiento de señales biomédicas (UMTSB)...110

4.1.1. Componentes del UMTSB 111

4.1.1.1. Etapa de acondicionamiento............................111

4.1.1.2. Etapa de demodulación 112

4.1.1.3. Etapa de procesamiento 113

4.1.1.4. Etapa de almacenamiento 114

4.1.1.5. Etapa de visualización 116

4.2. Celular receptor y sus especificaciones.......................................117

CAPÍTULO 5

5. PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS 119

5.1. Esquema de pruebas...120

5.2. Resultados obtenidos en la etapa de implementación................120

5.3. Proyección de costos para un prototipo experimental 126

CONCLUSIONES 132

RECOMENDACIONES 135

APÉNDICES 138

BIBLIOGRAFÍA 146

ABREVIATURAS

AC	Corriente alterna
Ag	Plata
AgCl	Cloruro de plata
AI	Amplificador de instrumentación
AMPS	Advanced Mobile Phone System
AV	Auríuloventricular
CDMA	Acceso Múltiple por División de Código
Cdma2000	Acceso Múltiple por División de Código-2000
CMOS	Semiconductor Complementario de Óxido Metálico
CMR	Rechazo en Modo Comun
DAMPS	Digital Advanced Mobile Phone System
DC	Corriente continua
dB	Decibel
dB/dec	Decibelios por década
EKG	Electrocardiógrafo
FM	Modulación en frecuencia
GPRS	General Packet Radio Service
GPS	Sistema de Posicionamiento Global
GSM	Global System for Mobile Communications
Hz	Hertzios
IMT-2000	International Mobile Telecommunications-2000
ISP	Proveedor de Servicios de Internet
IS-95	Estándar Interno 95
Kbps	Kilobits por segundo
Khz	Kilo hertzios
KΩ	Kilo ohms
LA	Brazo Izquierdo
LMDS	Local Multipoint Distribution Services
MIC	Entrada de audio para el micrófono
mA	mili amperios
ms	milisegundos

MHz	Mega hertzios
MMDS	Multichannel Multipoint Distribution Services
mv	milivoltios
NMT	Nordic Mobile Telephone
PC	Computadora Personal
PDA	Asistente Digital Personal
PDC	Personal Digital Communication
PLL	Circuito de Sincronización de Fase
PSTN	Public Switched Telephone Network
RA	Brazo Derecho
Rad	Radián
RC	Resistencia Capacitancia
RDSI	Red Digital de Servicios Integrados
RF	Radio frecuencia
RFI	Interferencia en radio frecuencia
R_G	Resistencia externa
RL	Pierna Derecha
SA	Sinoauricular
TACS	Total Access Communication System
TDMA	Acceso Múltiple por División de Tiempo
TD-SCDMA	Time-division synchronousCDMA
TICs	Tecnologías de Información y Comunicación
UIT	Unión Internacional de Telecomunicaciones
UMTS	Universal Mobile Telecommunications Systems
UMTSB	Unidad Maestra de Tratamiento de Señales Biomédicas
URTSB	Unidad Remota de Tratamiento de Señales Biomédicas
UWC136	Universal Wireless Communications 136
V	Voltio
VCO	Oscilador Controlado por Voltaje
WCDMA	Wideband Code Division Multiple Access
Wi-Fi	Estándares para redes inalámbricas de la familia IEEE 802.11
1G	Primera Generación de Estándares Celulares
2G	Segunda Generación de Estándares Celulares
3G	Tercera Generación de Estándares Celulares

SIMBOLOGÍA

A_O	Ganancia del amplificador no inversor
β_F	Índice de modulación
BW_{CM}	Ancho de banda en modo común
BW_{dif}	Ancho de banda diferencial
D_F	Constante de desviación en frecuencia
f_o	Frecuencia central
f_{OH}	Frecuencia de corte superior
f_{OL}	Frecuencia de corte inferior
G	Ganancia del amplificador

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.1 MODELO DE TELEMEDICINA..4
FIGURA 1.2 APLICACIONES DE TELEMEDICINA...4
FIGURA 1.3 SISTEMA MODERNO DE INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA 5
FIGURA 1.4 ANATOMÍA DEL CORAZÓN...6
FIGURA 1.5 LOCALIZACIÓN ANATÓMICA DEL CORAZÓN 7
FIGURA 1.6 PARTES DEL CORAZÓN 8
FIGURA 1.7 CAVIDADES Y VÁLVULAS CARDIACAS 9
FIGURA 1.8 VÁLVULAS CARDIACAS 10
FIGURA 1.9 FUNCIONAMIENTO DEL CORAZÓN 11
FIGURA 1.10 SÍSTOLE 12
FIGURA 1.11 DIÁSTOLE..13
FIGURA 1.12 SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN 14
FIGURA 1.13 REALIZACIÓN DE UN ELECTROCARDIOGRAMA..............15
FIGURA 1.14 ELECTROCARDIÓGRAFO DIGITAL DE DOCE DERIVACIONES...16
FIGURA 1.15 ELECTROCARDIOGRAMA Y PAPEL ELECTROCARDIOGRÁFICO...17
FIGURA 1.16 DERIVACIONES BIPOLARES 19
FIGURA 1.17 DERIVACIONES MONOPOLARES 20
FIGURA 1.18 DERIVACIONES PRECORDIALES 21
FIGURA 1.19 SEÑAL EKG 24

FIGURA 1.20 ELECTRODOS PARA EKG 24
FIGURA 1.21 ESTRUCTURA INTERNA DE UN ELECTRODO 26
FIGURA 1.22 ESTUDIO ELECTROCARDIOGRÁFICO 27
FIGURA 1.23 TECNOLOGÍAS INALÁMBRICAS 28
FIGURA 1.24 LA MEDICINA Y LAS TICS 29
FIGURA 1.25 EVOLUCIÓN DE LOS ESTÁNDARES CELULARES 31
FIGURA 1.26 ASIGNACIÓN DE FRECUENCIAS PARA SISTEMAS 3G....34
FIGURA 1.27 ESTRUCTURA DE LAS REDES CELULARES 37
FIGURA 2.1 MODELO GENERAL DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN 39
FIGURA 2.2 SIMULINK DE MATLAB 2007 40
FIGURA 2.3 LADO DEL PACIENTE (ESTACIÓN REMOTA) 42
FIGURA 2.4 LADO DEL MÉDICO (ESTACIÓN BASE) 46
FIGURA 2.5 AMPLITUD VARIABLE EN UNA LLAMADA 48
FIGURA 2.6a SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2100HZ 49
FIGURA 2.6b SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2100HZ 50
FIGURA 2.7 ESPECTRO DE LA SEÑAL CARDIACA RECIBIDA 51
FIGURA 2.8.1 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 850HZ 53
FIGURA 2.8.2 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 850HZ 53
FIGURA 2.8.3 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 1000HZ 54
FIGURA 2.8.4 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 1000HZ 54
FIGURA 2.8.5 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 1500HZ 55
FIGURA 2.8.6 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 1500HZ 55
FIGURA 2.8.7 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 1700HZ 56
FIGURA 2.8.8 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 1700HZ 56
FIGURA 2.8.9 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2000HZ 57
FIGURA 2.8.10 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2000HZ 57
FIGURA 2.8.11 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2100HZ 58
FIGURA 2.8.12 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2100HZ 58
FIGURA 2.8.13 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2300HZ 59
FIGURA 2.8.14 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2300HZ 59

FIGURA 2.8.15 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2500HZ 60
FIGURA 2.8.16 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2500HZ 60
FIGURA 2.8.17 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 3000HZ 61
FIGURA 2.8.18 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 3000HZ 61
FIGURA 2.8.19 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 4000HZ 62
FIGURA 2.8.20 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 4000HZ 62
FIGURA 2.9 MODULACIÓN FM 63
FIGURA 3.1 CONFIGURACIÓN DE LOS PINES DEL AD620 70
FIGURA 3.2 CIRCUITO DE INSTRUMENTACIÓN PARA UN EKG 72
FIGURA 3.3 ANCHO DE BANDA DE UNA SEÑAL EKG 74
FIGURA 3.4 FILTRO PASA-ALTO 75
FIGURA 3.5 FILTRO PASA-BAJO ACTIVO DE 5TO ORDEN 77
FIGURA 3.6 FILTRO PASA-BAJO DE 2TO ORDEN 78
FIGURA 3.7 CIRCUITO RFI GENERAL PARA IN-AMP 83
FIGURA 3.8 CIRCUITO RFI PARA EL AD620 85
FIGURA 3.9 BLOQUE Analog Filter Design DE SIMULINK 87
FIGURA 3.10 SEÑAL EKG DISTORSIONADA 90
FIGURA 3.11 CHIP 74HCT4046AN 92
FIGURA 3.12 DIAGRAMA FUNCIONAL DEL 74HCT4046AN 93
FIGURA 3.13 CIRCUITO MODULADOR FM PARA SEÑALES EKG 93
FIGURA 3.14 RESULTADOS DE LA SEÑAL EKG ADQUIRIDA 94
FIGURA 3.15 GANANCIA DEL IA-AMP AD620 97
FIGURA 3.16 DISEÑO ANCHO DE BANDA EKG 97
FIGURA 3.17 DISEÑO FILTRO NOTCH 60HZ 98
FIGURA 3.18 DISEÑO BW EKG Y FILTRO NOTCH DE 60HZ 99
FIGURA 3.19 APLICACIÓN EN LA ESTACIÓN REMOTA 101
FIGURA 3.20 APLICACIÓN EN LA ESTACIÓN BASE 103
FIGURA 3.21 ETAPA DE PROCESAMIENTO 105
FIGURA 3.22 ETAPA DE MODULACIÓN 105
FIGURA 3.23 ETAPA DE MODULACIÓN 106

FIGURA 3.24 ETAPA DE VISUALIZACIÓN..107
FIGURA 3.25 CONEXIÓN CELULAR-COMPUTADOR.............................108
FIGURA 4.1 ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO....................................112
FIGURA 4.2 ETAPA DE DEMODULACIÓN..113
FIGURA 4.3 ETAPA DE PROCESAMIENTO DE LA UMTSB....................114
FIGURA 4.4 ETAPA DE ALMACENAMIENTO DE LA UMTSB 115
FIGURA 4.5 ETAPA DE VISUALIZACIÓN DE LA UMTSB........................117
FIGURA 4.6 CONEXIÓN CELULAR-COMPUTADORA EN LA UMTSB....118
FIGURA 5.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA DE UN PACIENTE 121
FIGURA 5.2 SEÑAL CARDIACA DEL PACIENTE A 122
FIGURA 5.3 SEÑAL CARDIACA DEL PACIENTE B 122
FIGURA 5.4 SEÑAL CARDIACA DEL PACIENTE C 122
FIGURA 5.5 ELECTROCARDIÓGRAFO (EKG).......................................124
FIGURA 5.4.a SEÑAL CARDIACA TRANSMITIDA EN LA ESTACIÓN REMOTA (LADO DEL PACIENTE) 125
FIGURA 5.4.b SEÑAL CARDIACA RECIBIDA EN LA ESTACIÓN BASE (LADO DEL MÉDICO) 125

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS DE LAS REDES INALÁMBRICAS 30
Tabla 5.1 ESQUEMA DE PRUEBAS 120
Tabla 5.2 COSTOS DE FABRICACIÓN DEL ELECTROCARDIÓGRAFO (EKG)..128
Tabla 5.3 COSTOS DE LA PC Y CARÁCTERÍSTICAS REQUERIDAS 129
Tabla 5.4 COSTO TOTAL DE IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN DE SEÑALES CARDIACAS..129
Tabla 5.5 TARIFAS PREPAGO DE LAS OPERADORAS CELULARES ...130
Tabla 5.6 PROYECCIÓN DE COSTOS DE TRANSMITIR CON PORTA..130
Tabla 5.7 PROYECCIÓN DE COSTOS DE TRANSMITIR CON MOVISTAR 131
Tabla 5.8 PROYECCIÓN DE COSTOS DE TRANSMITIR CON ALEGRO 131

ÍNDICE DE DISEÑOS

1. CIRCUITO DE INSTRUMENTACIÓN PARA UN EKG............... 72
2. FILTRO PASA-ALTO 75
3. FILTRO PASA-BAJO ACTIVO DE 5TO ORDEN 77
4. FILTRO PASA-BAJO DE 2do ORDEN 78
5. CIRCUITO MODULADOR FM PARA SEÑALES EKG............... 93
6. APLICACIÓN EN LA ESTACIÓN REMOTA............................ 101
7. APLICACIÓN EN LA ESTACIÓN BASE 103
8. PCB DEL ELECTROCARDIÓGRAFO (EKG) 143

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo expone el modelado de un sistema de transmisión de una de las señales biomédicas de mayor interés en el campo de la medicina, se trata de la señal cardiaca. Para la transmisión de esta señal biomédica se utilizará la red celular de una operadora móvil del Ecuador. El proceso de transmisión se lleva a cabo mediante el establecimiento de una llamada telefónica entre dos celulares; uno de ellos funcionará como transmisor en el lado del paciente y el otro como receptor en el lado del médico cardiólogo.

El análisis del proceso de transmisión de señales cardiacas a través de una llamada celular comienza en su primera fase con un análisis espectral del canal de voz de la red celular de la operadora móvil previamente elegida. Este análisis se realiza con la finalidad de seleccionar la portadora que presenta una mejor respuesta en el proceso de transmisión de estas señales cardiacas vía celular. En una segunda fase se diseñará un módulo de adquisición de señales cardiacas lo suficientemente pequeño y portátil como para permitir realizar pruebas de campo, este módulo será capaz de conectarse al computador a través de su puerto de audio por lo que estas señales cardiacas serán tratadas como señales de audio.

En la última fase del desarrollo de este modelo de transmisión de señales cardiacas se diseñará todo un sistema tanto para la adquisición, almacenamiento y filtrado de la señal cardiaca, así como para el tratamiento y procesamiento de la misma y su transmisión mediante el establecimiento de una llamada entre los celulares. Todo este proceso se realizará a través de uno de los entornos de programación considerado como una de las más poderosas herramientas de análisis y simulación: Simulink de Matlab versión 7.

El tratamiento y procesamiento de la señal cardiaca para la transmisión vía llamada celular está conformado por dos etapas: el Sistema Transmisor el cual modulará la señal cardiaca para la transmisión de la misma como audio y, el Sistema Receptor encargado de la demodulación de la llamada recibida y de la recuperación de la señal cardiaca.

CAPÍTULO 1

1. MARCO TEÓRICO

Para comenzar con el desarrollo de la tesis se necesitó tener conocimientos teóricos básicos que permitiesen realizar un modelado efectivo del Sistema de Transmisión de Señales Cardiacas. Estos conocimientos serán expuestos de manera clara y concisa a continuación.

1.1. Telemedicina

1.1.1. Definición

Telemedicina es una manera innovadora de ofrecer servicios médicos a distancia utilizando los avances tecnológicos surgidos en el campo de la informática y de las comunicaciones (1).

FIGURA 1.1 MODELO DE TELEMEDICINA

Las diferentes aplicaciones de telemedicina admiten que especialistas, ubicados en lugares distantes, puedan ser consultados mediante la transferencia de diversos datos médicos almacenados en diferentes formatos como audio, video, imágenes fijas y/o texto.

FIGURA 1.2 APLICACIONES DE TELEMEDICINA

El uso de la telemedicina permite la atención, intervención y cuidado de pacientes, gracias a la utilización de avances tecnológicos en el campo de las telecomunicaciones y de la electrónica médica; además involucra diagnóstico, tratamiento y seguimiento del estado de salud, cuando dichos pacientes y los especialistas que ofrecen el servicio de salud se encuentran ubicados en puntos distantes.

FIGURA 1.3 SISTEMA MODERNO DE INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA

1.2. Conceptos médicos

Debido a que la tesis presentada se basa en la transmisión de señales cardiacas, es necesario tener conocimientos básicos acerca del funcionamiento del corazón y la manera como en este se originan las mencionadas señales.

1.2.1. Anatomía del corazón

El corazón es un órgano muscular hueco que pesa entre 200 y 425 gramos y su tamaño es un poco más grande que el de una mano cerrada.

A lo largo de la vida de una persona, el corazón puede haber latido más de 3.500 millones de veces. Diariamente el corazón bombea alrededor de 7.571 litros de sangre.

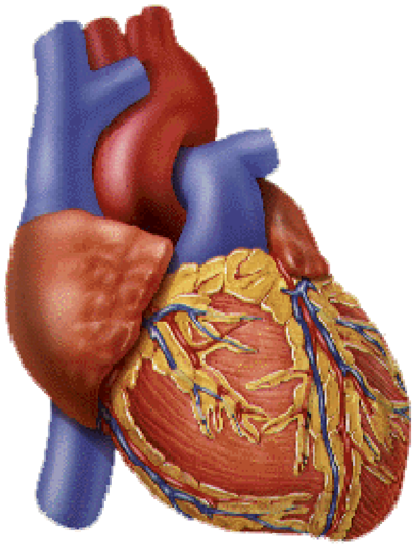


FIGURA 1.4 ANATOMÍA DEL CORAZÓN

El corazón se encuentra ubicado entre los pulmones, en la parte central del pecho, detrás y levemente a la izquierda del esternón. Tiene forma de cono aplanado, con el vértice ubicado hacia abajo y ligeramente orientado a la izquierda, y la base hacia arriba levemente dirigida a la derecha (2).

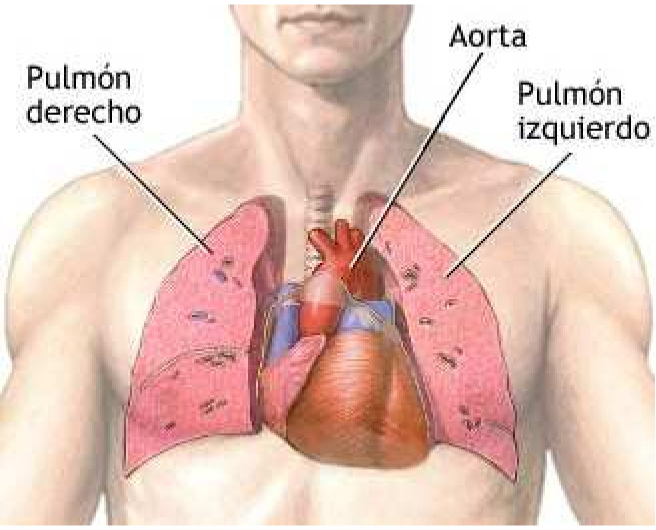


FIGURA 1.5 LOCALIZACIÓN ANATÓMICA DEL CORAZÓN

1.2.1.1. El corazón y sus partes

El corazón se encuentra formado por cuatro cavidades internas, dos superiores llamadas aurículas y dos inferiores llamadas ventrículos.

La aurícula derecha y el ventrículo derecho constituyen el clásicamente denominado corazón derecho (sangre venosa); mientras que, la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo forman el corazón izquierdo (sangre arterial).

Una pared muscular denominada tabique separa al corazón derecho del izquierdo (3).

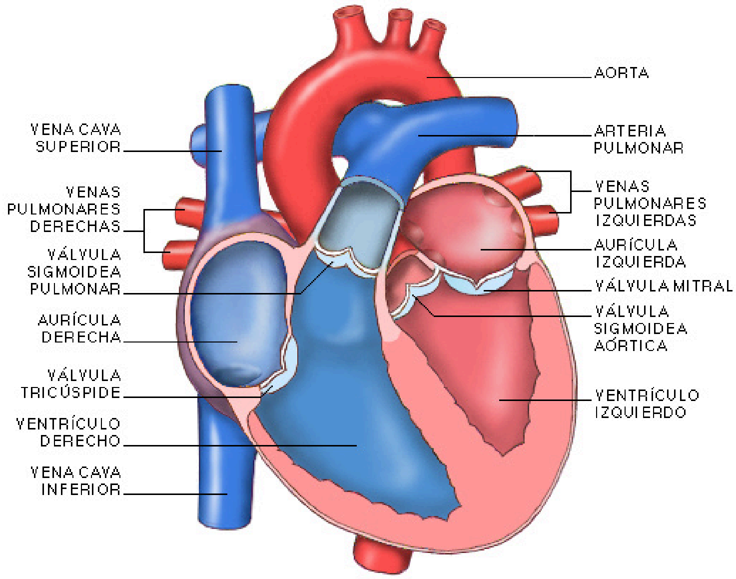


FIGURA 1.6 PARTES DEL CORAZÓN

1.2.1.2. Cavidades del corazón

La aurícula derecha recibe la sangre proveniente de todo el cuerpo a través de las venas cavas superior e inferior. Es importante mencionar que la sangre que llega a la aurícula derecha tiene niveles muy bajos de oxígeno.

El ventrículo derecho recibe la sangre proveniente de la aurícula derecha para luego enviarla a los pulmones mediante las arterias pulmonares. En los pulmones la sangre recupera los niveles óptimos de oxígeno.

La aurícula izquierda recibe sangre oxigenada de las venas pulmonares para posteriormente enviarla al ventrículo izquierdo.

El ventrículo izquierdo recibe la sangre de la aurícula izquierda y, mediante la arteria aorta, la distribuye por todo el organismo (3).

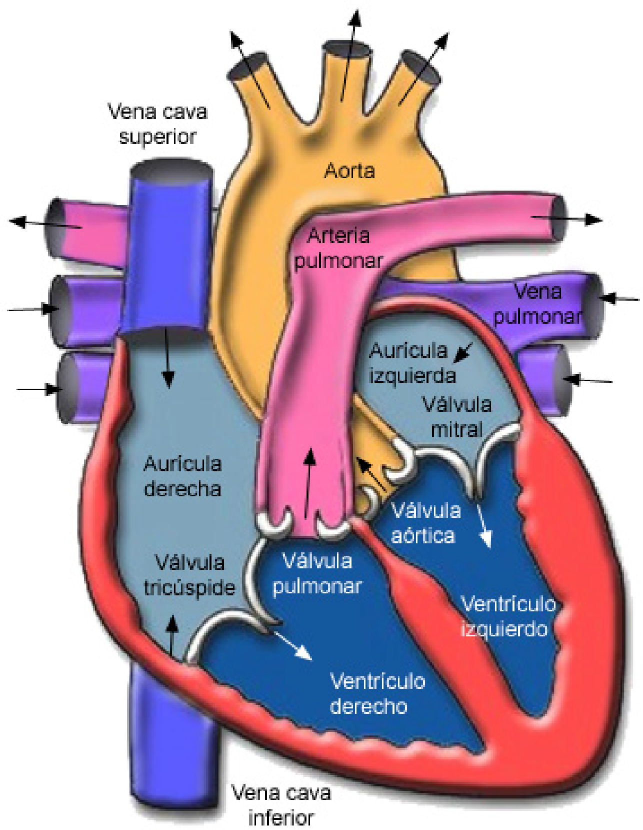


FIGURA 1.7 CAVIDADES Y VÁLVULAS CARDIACAS

1.2.1.3. Válvulas cardiacas

Existen cuatro válvulas que controlan el flujo de sangre que recorre el corazón:

La válvula tricúspide controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho.

La válvula pulmonar controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales llevan sangre a los pulmones para que sea oxigenada.

La válvula mitral permite que la sangre proveniente de los pulmones pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.

La válvula aórtica permite que la sangre rica en oxígeno fluya desde el ventrículo izquierdo a la arteria aorta (4).

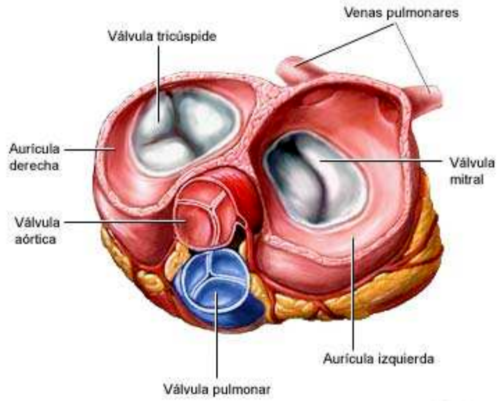


FIGURA 1.8 VÁLVULAS CARDIACAS

1.2.2. El corazón como una bomba muscular

El corazón es un órgano musculado cuyo funcionamiento se puede comparar al de dos bombas acopladas (izquierda y derecha) trabajando en perfecta sincronía. La bomba izquierda es lo que anteriormente mencionamos como corazón izquierdo y la bomba derecha es el denominado corazón derecho.

El corazón derecho aspira la sangre desoxigenada para enviarla a los pulmones en donde recupera el nivel de oxígeno perdido.

El corazón izquierdo aspira la sangre rica en oxígeno proveniente de los pulmones y la envía a todo el organismo.

Es preciso mencionar que la actividad cardiaca se encuentra regida por el denominado ciclo cardiaco (5).

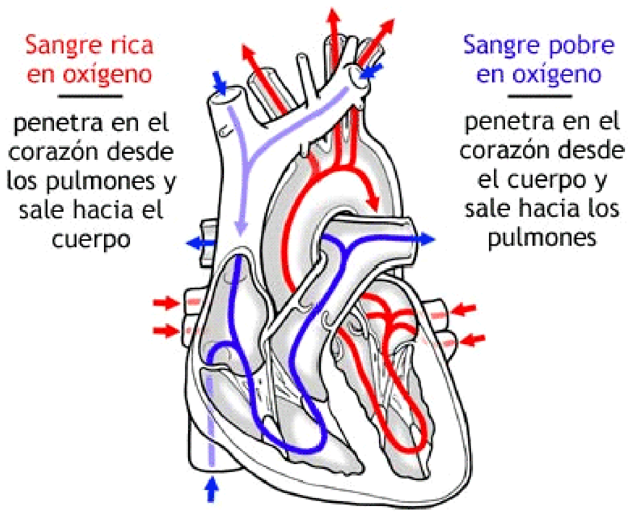


FIGURA 1.9 FUNCIONAMIENTO DEL CORAZÓN

1.2.3. Ciclo cardiaco

El ciclo cardiaco es una acción de bombeo caracterizado por dos fases: sístole y diástole.

1.2.3.1. Sístole

La sístole es la contracción de una cavidad cardiaca.

Durante la sístole auricular las cavidades superiores del corazón (aurículas) se contraen, permitiendo que la sangre almacenada en estas pase a los ventrículos.

La sístole ventricular se basa en la contracción de los ventrículos, derecho e izquierdo, logrando de esta manera que la sangre pase a las arterias pulmonar y aorta respectivamente.

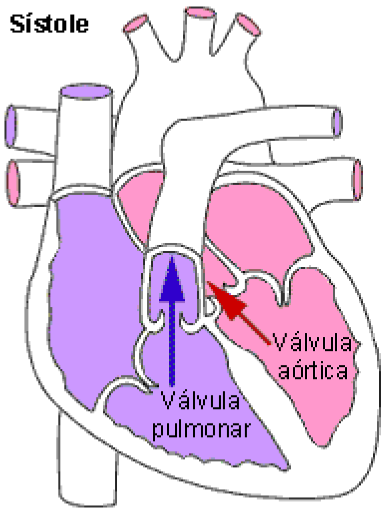


FIGURA 1.10 SÍSTOLE

1.2.3.2. Diástole

La diástole es la relajación de una cavidad cardiaca. La relajación es una acción en la cual una cavidad cardiaca se llena de sangre.

La diástole auricular se refiere al proceso mediante el cual las aurículas se llenan de sangre.

La diástole ventricular se produce cuando los ventrículos se llenan de sangre.

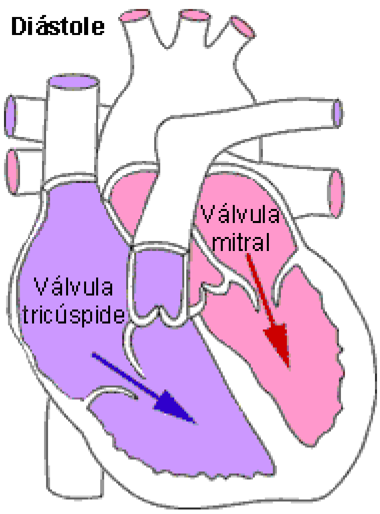


FIGURA 1.11 DIÁSTOLE

1.3. Sistema de conducción eléctrica cardiaca

El corazón tiene un marcapasos natural llamado nódulo sinusal o sinoauricular (SA).

El nódulo SA está constituido por un grupo de células especializadas y está ubicado en la parte superior de la aurícula derecha. El nódulo SA envía impulsos eléctricos a lo largo del corazón para estimular el latido (contracción). El impulso eléctrico enviado pasa primero por las cavidades superiores (aurículas) y luego pasa al denominado nódulo auriculoventricular (AV).

El nódulo AV es un pequeño grupo de células que detiene el impulso y lo envía por una vía de conducción denominada haz de His.

El haz de His está dividido en dos ramas, derecha e izquierda, las cuales conducen el impulso a las cavidades inferiores (ventrículos). Cuando el impulso eléctrico no puede propagarse se produce el denominado bloqueo de rama (6).

La actividad eléctrica del corazón se puede analizar gracias a la electrocardiografía.

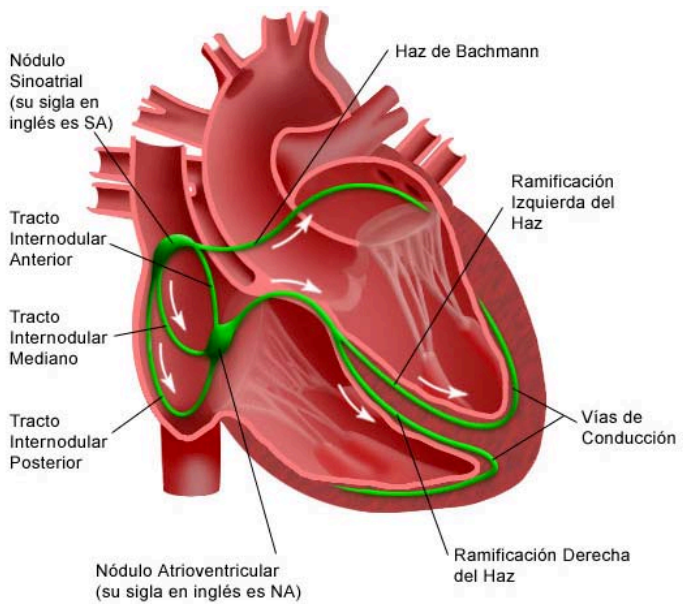


FIGURA 1.12 SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN

1.4. Electrocardiografía

La electrocardiografía es un procedimiento de diagnóstico que permite realizar un estudio de la actividad eléctrica del corazón mediante un registro gráfico denominado electrocardiograma.

A través de la electrocardiografía se puede deducir el comportamiento electrofisiológico de las estructuras del corazón y sus posibles anormalidades (7).

FIGURA 1.13 REALIZACIÓN DE UN ELECTROCARDIOGRAMA

1.4.1. Electrocardiógrafo

El electrocardiógrafo (EKG) es un instrumento electrónico que permite registrar la actividad eléctrica del corazón a partir de una serie de electrodos colocados sobre la piel del paciente. Los cardiólogos lo utilizan para detectar anomalías en la transmisión del impulso cardiaco. Estas anomalías pueden revelar posibles patologías del corazón (8).

Según las derivaciones que puedan registrar, existen varias clases de electrocardiógrafos:

Bipolares (3 derivaciones)

Monopolares (3 derivaciones)

Precordiales (6 derivaciones)

Todas ellas (12 derivaciones)

FIGURA 1.14 ELECTROCARDIÓGRAFO DIGITAL DE DOCE DERIVACIONES

1.4.2. Electrocardiogramas

El electrocardiograma es el registro gráfico de la actividad eléctrica cardiaca en cada una de sus derivaciones.

El electrocardiograma es interpretado de acuerdo a la amplitud y duración de sus ondas e intervalos característicos, tomando como referencia la cuadrícula del papel en el que se imprime.

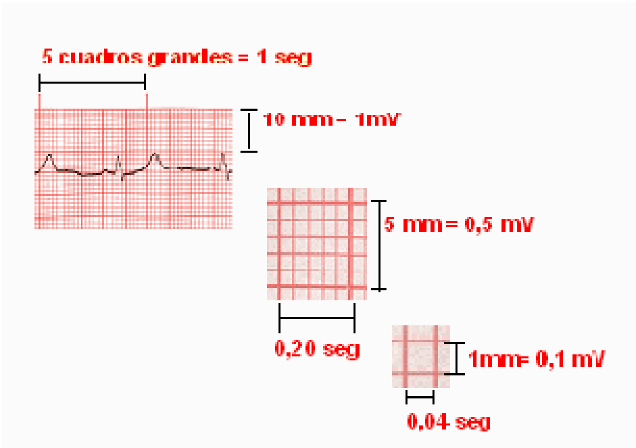


FIGURA 1.15 ELECTROCARDIOGRAMA Y PAPEL ELECTROCARDIOGRÁFICO

En una persona sana el electrocardiograma presenta un trazado particular. Cuando hay cambios en ese trazado, un médico puede determinar la existencia de un problema en el funcionamiento del corazón (9).

El electrocardiograma se adquiere mediante un equipo electrónico llamado electrocardiógrafo (Sección 1.4.1).

1.4.3. Derivaciones del electrocardiograma

Una derivación es la disposición específica en la que se colocan los electrodos sobre el cuerpo humano.

En la actualidad el registro electrocardiográfico usa doce derivaciones, las cuales han sido sistematizadas para posteriormente ser aceptadas por la comunidad médica internacional. Estas derivaciones están divididas en tres grupos:

Derivaciones bipolares (Eindhoven)

Derivaciones monopolares (Goldberger)

Derivaciones precordiales (Eindhoven)

Las derivaciones monopolares y bipolares se conocen como derivaciones de plano frontal, puesto que registran los vectores con dirección arriba-abajo e izquierda-derecha (10).

El electrocardiógrafo que se construirá en el desarrollo de la tesis está basado en las derivaciones bipolares.

1.4.3.1. Derivaciones bipolares

Este tipo de derivación registra las diferencias de potencial eléctrico, en el plano frontal, de las extremidades. Las extremidades sensadas son:

brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda; utilizando la pierna derecha como referencia.

Existen tres clases de derivaciones bipolares:

Derivación I: entre el brazo izquierdo (+) y el brazo derecho (-).

Derivación II: entre la pierna izquierda (+) y el brazo derecho (-).

Derivación III: entre la pierna izquierda (+) y el brazo izquierdo (-).

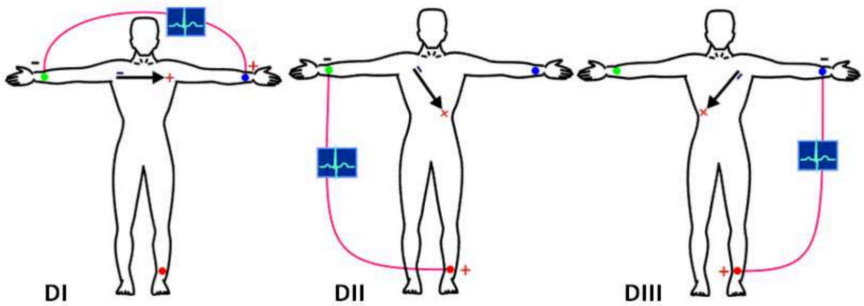


FIGURA 1.16 DERIVACIONES BIPOLARES

Es importante mencionar que la Derivación I es la que se utilizará para la implementación del electrocardiógrafo.

1.4.3.2. Derivaciones monopolares

Este tipo de derivación sensa la actividad eléctrica desde cada miembro con relación a una referencia de voltaje igual a cero, la cual se obtiene a partir de los tres miembros no censados.

Hay tres clases de derivaciones monopolares: aVR, aVL y aVF.

aVR: polo positivo en el brazo derecho.

aVL: polo positivo en el brazo izquierdo.

aVF: polo positivo en la pierna izquierda.

La letra “a” significa aumento, el cual se obtiene al eliminar el electrodo negativo dentro del propio equipo de registro.

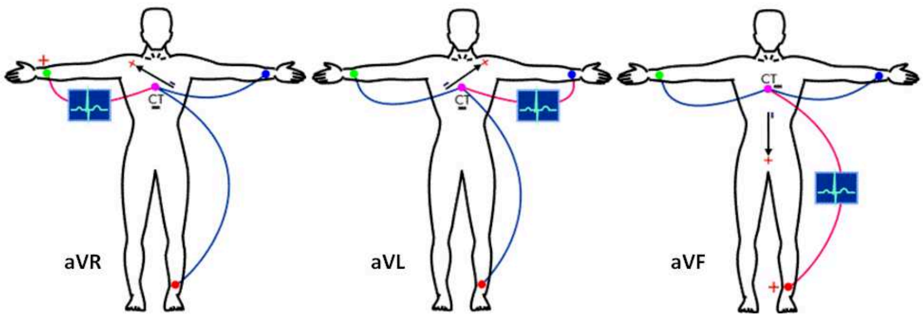


FIGURA 1.17 DERIVACIONES MONOPOLARES

1.4.3.3. Derivaciones precordiales

Las derivaciones precordiales registran la actividad eléctrica en el plano horizontal y son denominadas de acuerdo a la ubicación del electrodo.

Estas derivaciones son las siguientes:

V1: cuarto espacio intercostal derecho.

V2: cuarto espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda.

V3: simétrico entre V2 y V4.

V4: quinto espacio intercostal izquierdo, línea medio clavicular.

V5: quinto espacio intercostal izquierdo, línea anterior auxiliar.

V6: quinto espacio intercostal izquierdo, línea auxiliar media.

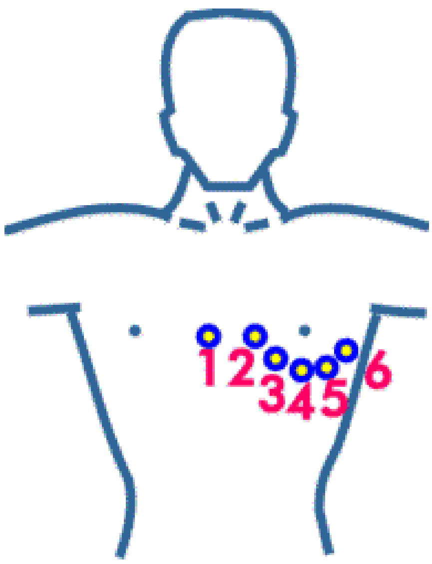


FIGURA 1.18 DERIVACIONES PRECORDIALES

1.4.4. Descripción de la señal EKG

En un electrocardiograma, también llamado señal EKG, el eje de las ordenadas representa la magnitud del potencial eléctrico o voltaje que se produce durante el ciclo cardiaco, mientras que el eje de las abscisas representa el tiempo.

El patrón de la señal EKG presenta varias zonas, con base en las cuales se puede analizar la actividad eléctrica del corazón durante el ciclo cardiaco.

Las zonas más importantes que constituyen la señal EKG son las siguientes:

Onda P: representa la despolarización de las aurículas.

Tiene una duración máxima de 100 ms.

Intervalo PR: se mide desde el inicio de la onda P hasta el inicio del complejo QRS.

Representa en parte el tiempo de conducción auriculoventricular (AV) y su duración se encuentra entre 120 y 200 ms.

Segmento PR: se mide desde la culminación de la onda P hasta el comienzo del complejo QRS. Suele ser isoeléctrico.

Complejo QRS: representa el efecto combinado de la repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos. Está formado por las ondas Q, R y S.

Tiene una duración máxima de 100 ms.

Intervalo QT: se mide desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T.

Representa la duración de los procesos de despolarización y repolarización ventricular.

Segmento ST: se mide desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T.

Refleja el final de la despolarización y el inicio de la repolarización ventriculares.

Onda T: indica la repolarización ventricular.

Onda U: su mecanismo de producción no está claramente definido, pero al parecer se debe a la repolarización del sistema de conducción intraventricular (11).

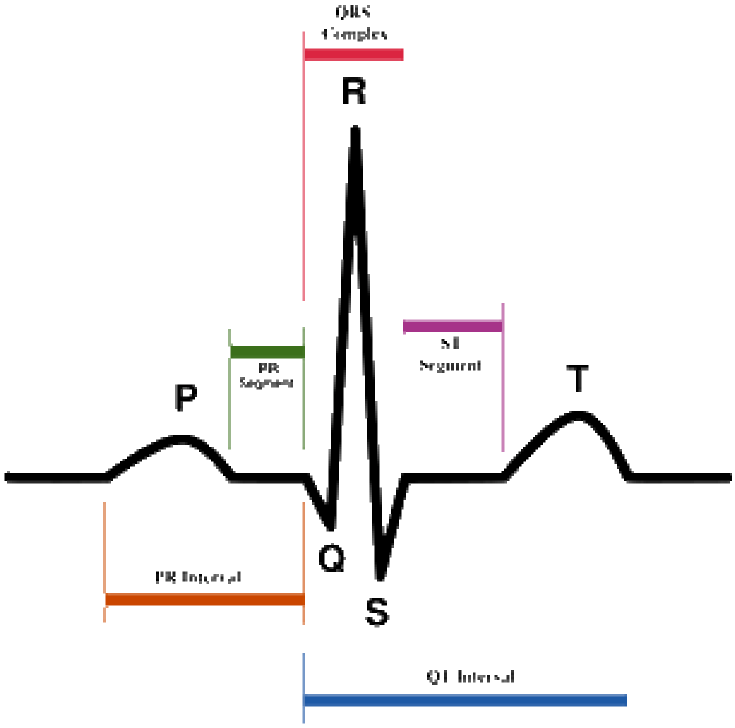


FIGURA 1.19 SEÑAL EKG

1.4.5. Electrodos para la captura de señales cardiacas

Las señales biomédicas se obtienen mediante dispositivos denominados electrodos.

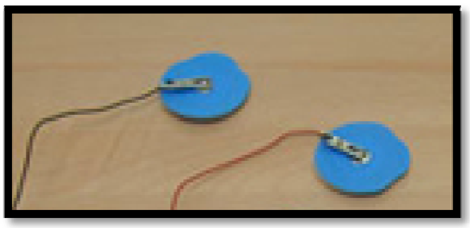


FIGURA 1.20 ELECTRODOS PARA EKG

Los electrodos son básicamente dispositivos que convierten los potenciales iónicos producidos por la actividad cardiaca en potenciales eléctricos, que luego pueden ser transmitidos a lo largo de conductores para posteriormente ser procesados mediante instrumentación electrónica, como por ejemplo amplificadores de instrumentación.

Los potenciales eléctricos obtenidos se pueden medir fácilmente, lo que permite realizar un monitoreo adecuado de la actividad electroquímica de células excitables como las del corazón.

Los electrodos usualmente utilizados en la industria médica son los electrodos de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl).

En el desarrollo de la tesis se utilizarán los electrodos autoadhesivos de Ag/AgCl. Este tipo de electrodo está formado por una base de papel adhesivo sobre el cual se encuentra un botón de plata recubierto por una película de cloruro de plata.

Una porción de gel conductora sobre el botón permite un contacto continuo de la piel con el electrodo (12).

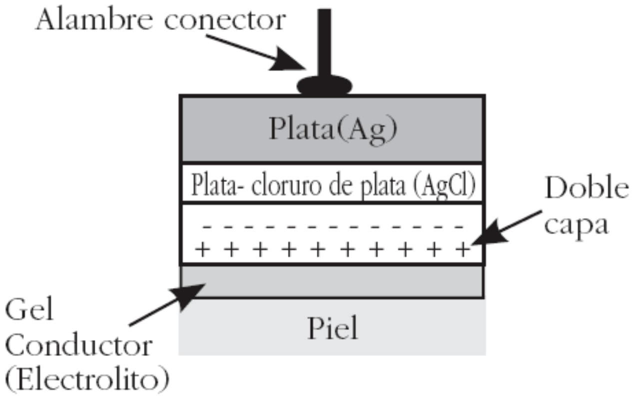


FIGURA 1.21 ESTRUCTURA INTERNA DE UN ELECTRODO

1.4.6. Detección de enfermedades del corazón

La utilización del electrocardiograma permite realizar un análisis completo del funcionamiento del corazón y sus partes. El principal objetivo de este análisis es detectar diferentes anomalías que puedan provocar enfermedades cardiacas graves, las cuales inclusive podrían ocasionar el fallecimiento del paciente.

En la actualidad las enfermedades del corazón ocupan el primer lugar como causa de muerte en los países desarrollados, razón por la cual se ha incrementado la demanda de servicios médicos relacionados con este tipo de enfermedad.

El electrocardiograma se ha convertido de esta manera en una herramienta de gran utilidad para el diagnóstico de complicaciones cardiacas, como trastornos del ritmo, anormalidades en la conducción, dilatación de cavidades, isquemia e infartos de miocardio, efecto de medicamentos y desequilibrios en el metabolismo electrolítico (13).

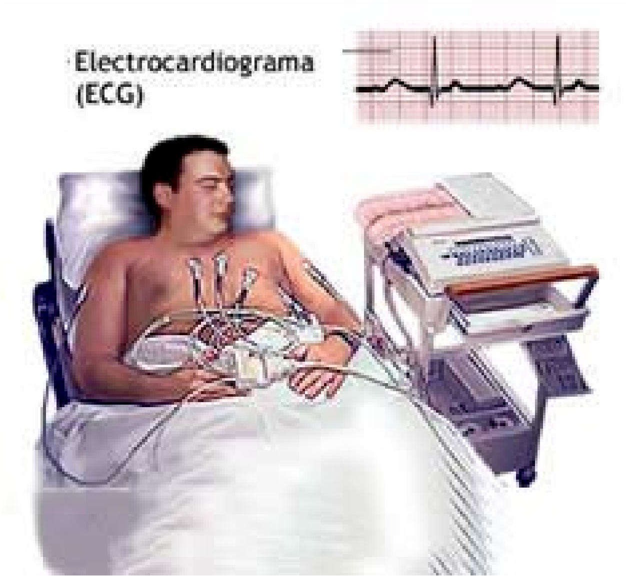


FIGURA 1.22 ESTUDIO ELECTROCARDIOGRÁFICO

1.5. Tecnologías disponibles para la transmisión de señales cardiacas

Las ciencias de la salud se han visto enormemente beneficiadas por los ingentes avances tecnológicos, los cuales han permitido que la gran mayoría de los servicios médicos sean accesibles a un mayor número de personas.

Para la transmisión inalámbrica actualmente existen un sinnúmero de tecnologías, lo que permite tener un amplio abanico de posibilidades. La selección de la tecnología depende principalmente de los costos y de los requerimientos técnicos del sistema que se desea implementar.

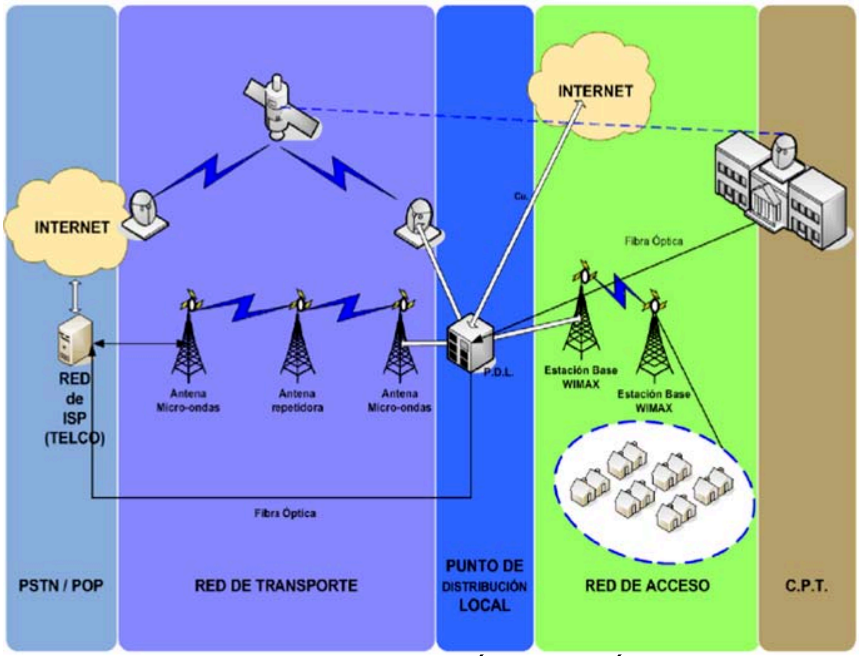


FIGURA 1.23 TECNOLOGÍAS INALÁMBRICAS

1.5.1. Tecnologías de información y comunicación o TICs

Uno de los principales factores que han permitido el desarrollo de la telemedicina es la vertiginosa evolución de las denominadas tecnologías de la información y comunicación (TIC).

Las tecnologías de la información y comunicación (TIC) son un conjunto de herramientas computacionales e informáticas que permiten adquirir, procesar, almacenar, sintetizar, recuperar y difundir todo tipo de información (14).

FIGURA 1.24 LA MEDICINA Y LAS TICS

1.5.2. Tecnologías inalámbricas

Las tecnologías inalámbricas son aquellas que utilizan como medio de propagación la atmósfera y las principales son las siguientes: Bluetooth, Wi-Fi, Wimax, tecnologías celulares (CDMA, GSM, UMTS, etc.), tecnologías satelitales, infrarrojas, etc.

En el desarrollo de la tesis se utilizará la tecnología celular principalmente por el costo, facilidad de acceso y cobertura.

	PAN	LAN	MAN	WAN
Estándares	Bluetooth/ Infrared	802.11a, 11b, 11g HiperLAN2	802.11, MMDS, LMDS	GSM, GPRS, CDMA, 2.5-3G
Ancho de banda	< 1 Mbps	2 a 54+ Mbps	22+ Mbps	9.6 a 384 Kbps
Alcance	Corto Muy corto	Medio	Medio-Largo	Largo
Aplicaciones	Domésticas, PDA's Entorno Oficina	Redes Corporativas	Interconexión de redes Corporativas	Telefonía móvil, celular, satélite,Redes Radio Terrestre GPS

Tabla 1.1 PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS DE LAS REDES INALÁMBRICAS

1.5.3. Tecnología celular en la telemedicina

La tecnología celular es una excelente opción para la aplicación de la telemedicina, debido principalmente a la cobertura, costos, facilidad de acceso e implementación y a la alta capacidad de transmisión de datos y voz.

El teléfono celular es uno de los equipos electrónicos más portátiles empleados como medio de comunicación, además su fácil manejo por parte de cualquier usuario le permite a un operador, no necesariamente un profesional en el campo de la medicina, manejar sin ninguna complicación el equipo remoto para la lectura de las señales cardiacas e incluso trasladarlo donde fuera requerido.

Estándares de comunicación celular

Los estándares celulares describen las funciones de cada uno de los elementos de la red celular, además de los protocolos utilizados entre ellos.

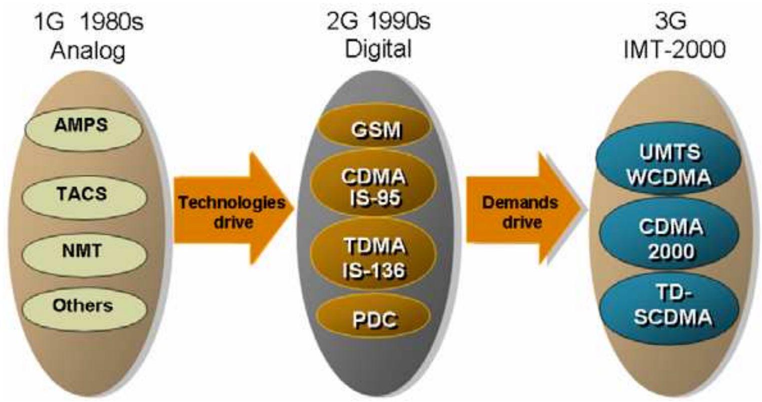


FIGURA 1.25 EVOLUCIÓN DE LOS ESTÁNDARES CELULARES

La primera generación de las comunicaciones móviles (1G) fue la red de comunicación móvil celular analógica, la cual estaba basada en las tecnologías analógicas. La principal característica de la primera generación fue la utilización de tecnologías que permitían el reuso de frecuencias para lo cual se dividía las áreas de cobertura de gran tamaño en unas más pequeñas denominadas celdas.

Los estándares más importantes de la primera generación fueron: AMPS, TACS of USA, NMT y NTT.

Los defectos más significativos de la primera generación (1G) fueron:

- Baja utilización del espectro de frecuencias
- Limitado tipo de servicios
- Baja velocidad para transmisión de datos
- Pobre confidencialidad y alta vulnerabilidad
- Equipos terminales de alto costo

La segunda generación (2G) surgió para resolver los defectos tecnológicos que presentaba la primera generación.

Los estándares más relevantes fueron: DAMPS of USA, IS-95 y GSM.

El GSM (Sistema Global para Comunicaciones Móviles) se originó en Europa y permitía la transmisión de datos a la velocidad de 64Kbps, además tenía la posibilidad de interconectarse con la RDSI (Red Digital de Servicios Integrados).

Las principales ventajas de GSM son:

- Debido al uso eficiente de las frecuencias, tolera mejor las interferencias entre celdas.

- Mejora la calidad en la comunicación.
- Soporta transmisión de datos.
- Se garantiza la seguridad con métodos de encriptación.
- Debido a la compatibilidad con RDSI, se brindan nuevos servicios que no daban las redes analógicas.
- Técnicamente posible el “*roamming internacional*”.
- Al incrementarse los usuarios se crea una economía de escala (muchos operadores permiten bajar costos).

La necesidad de aumentar la velocidad de la transmisión de datos provocó el surgimiento de tecnologías como GPRS y IS-95B.

El sistema GPRS puede llegar a velocidades de 171 Kbps. Uno de los avances importantes es que incorpora la comunicación de datos en modo paquete.

La tercera generación (3G) se caracteriza por proveer múltiples clases de servicios multimedia de alta calidad.

Permiten establecer comunicaciones en cualquier lugar y a cualquier hora con terminales portátiles aumentando la cantidad de servicios basados en multimedia.

El conjunto de estándares de la tercera generación (3G) se denominan internacionalmente con el nombre genérico IMT-2000.

Internacionalmente los estándares de tercera generación más utilizados son: WCDMA, cdma2000 y UWC136.

Asignación del espectro de 3G

La Unión Internacional de Telecomunicaciones (UIT) asignó 230MHz para los sistemas 3G de los cuales el rango de 1885 – 2025MHz se destinó para el enlace ascendente y el rango de 2110 – 2200 MHz al enlace descendente.

El sistema WCDMA usa el siguiente espectro de frecuencias:

Enlace ascendente 1920 MHz – 1980 MHz

Enlace descendente 2110 MHz – 2170 MHz

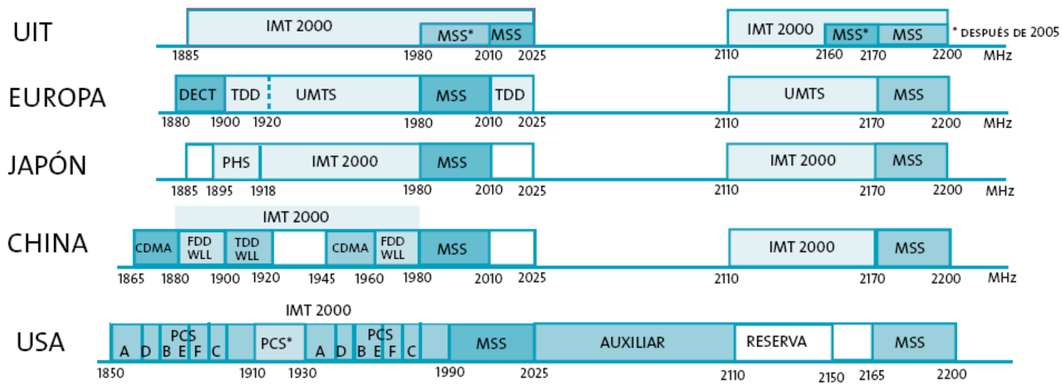


FIGURA 1.26 ASIGNACIÓN DE FRECUENCIAS PARA SISTEMAS 3G

Estructura de la red celular

Las redes celulares se basan en la subdivisión de áreas geográficas determinadas en secciones de menor tamaño denominadas celdas o células.

Las redes celulares utilizan el concepto de reutilización de frecuencias aumentando la capacidad del sistema celular.

La reutilización de frecuencias se aplica cuando un conjunto de frecuencias se puede utilizar en diferentes celdas siempre y cuando las celdas se encuentren separadas por una distancia determinada por la relación de protección RF.

Las redes celulares están formadas básicamente por cuatro elementos:

Estaciones Móviles (MS)

Sistemas de Estaciones Base (BSS)

Sistema de Conmutación (SS)

Sistema de Operación y Mantenimiento (OMS)

Cada uno de estos elementos será descrito a continuación:

Estaciones Móviles (MS).- Son los dispositivos electrónicos que se utilizan para la comunicación.

Sistemas de Estaciones Base (BSS).- Se encarga de funciones como: manejo del traspaso de llamadas entre celdas dentro del área bajo su control y control del nivel de potencia de la señal de las estaciones móviles y de las estaciones base. El BSS está formado por el controlador de estaciones base (BSC) y por las estaciones bases (BS).

Sistema de Conmutación (SS).- Es el núcleo del sistema y cumple las funciones de conmutación y establecimiento de llamadas; además realiza el análisis de numeración, autenticación y tarifación.

Está compuesto por elementos funcionales como la central de conmutación de móviles (MSC), el registro de abonados locales (HLR), el registro de abonados visitantes (VLR), el centro de autentificación (AuC) y el registro de identidad del equipo (EIR).

Sistema de Operación y Mantenimiento (OMS).- Se encarga de proporcionar los medios necesarios para realizar una adecuada gestión de la red lo cual incluye la conmutación y la comunicación vía radio (15).

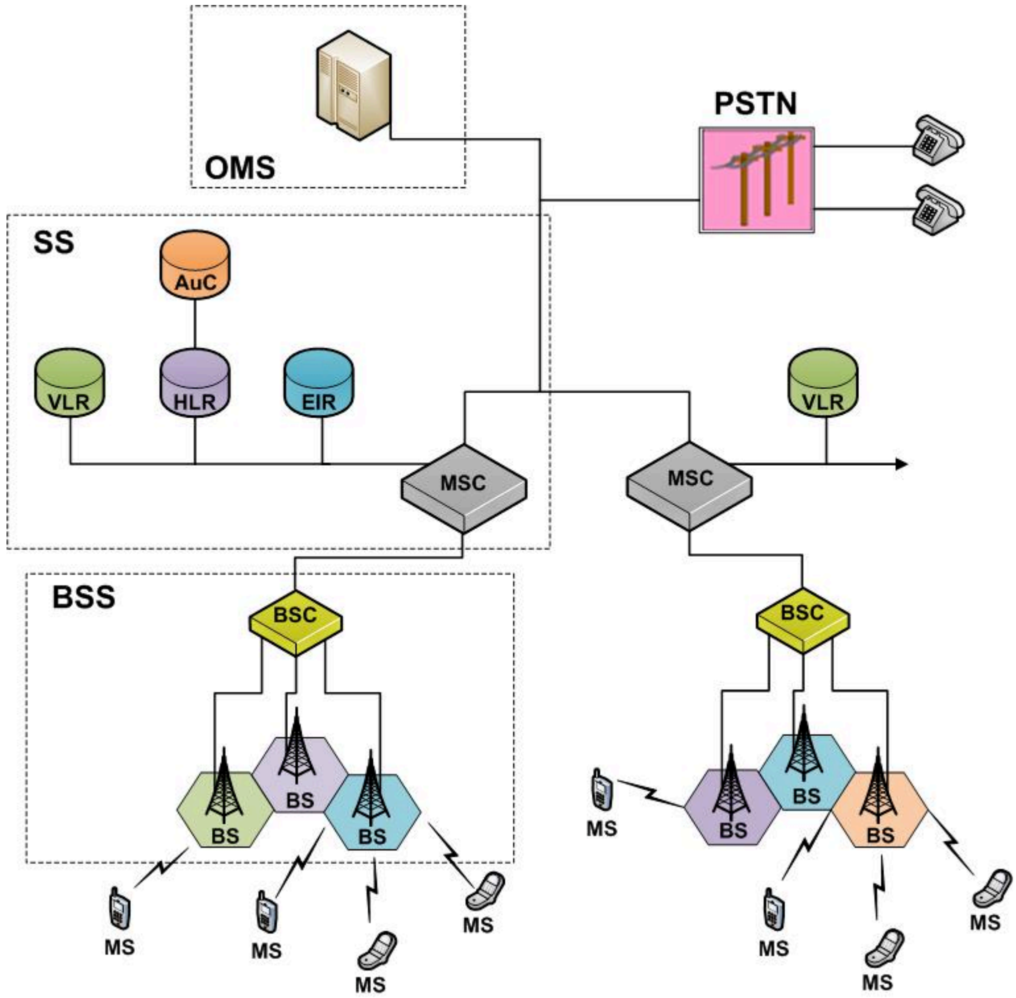


FIGURA 1.27 ESTRUCTURA DE LAS REDES CELULARES

CAPÍTULO 2

2. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN DE SEÑALES CARDIACAS A TRAVÉS DE LA RED CELULAR

El eje principal del modelo propuesto para el telemonitoreo de señales cardiacas se basa en la transmisión de la misma como voz mediante el establecimiento de una llamada entre dos celulares, en el cual uno de ellos será considerado como el transmisor, en el lado del paciente, y el otro como el receptor, en el lado del médico.

La comunicación en este sistema es unidireccional, es decir, existirá un único sentido de envió de datos (información cardiaca), debido a que, es la actividad eléctrica del corazón del paciente la que se enviará como voz a través de una llamada celular.

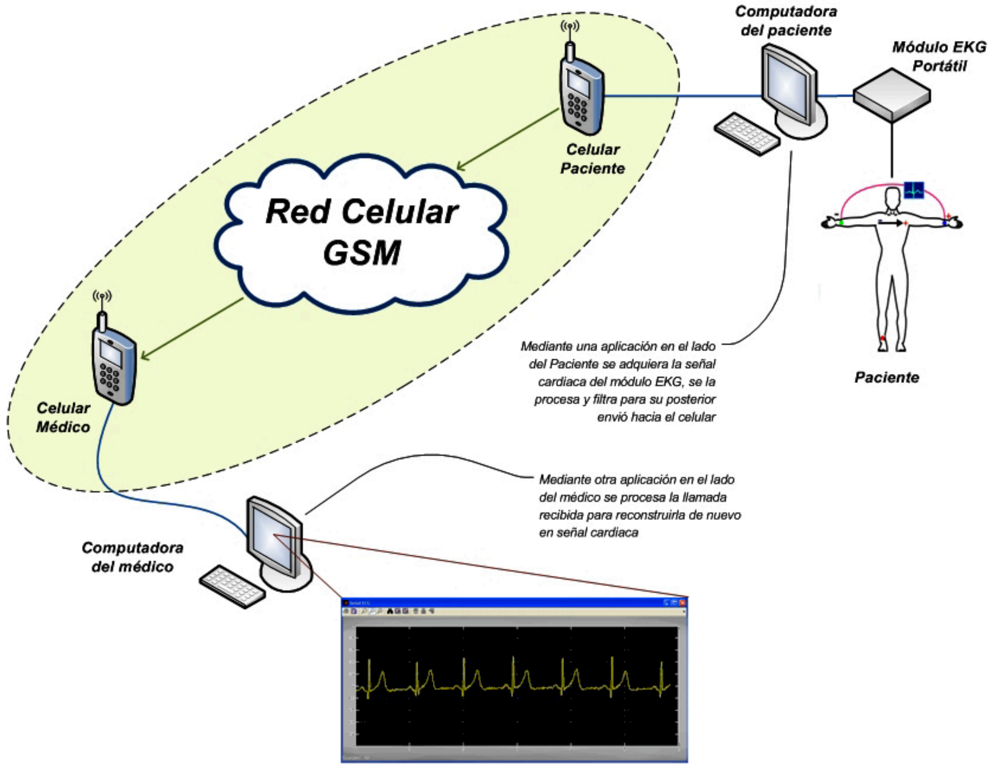


FIGURA 2.1 MODELO GENERAL DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN

El modelado de la transmisión de señales cardiacas como voz sobre la red celular requiere de dos tipos de aplicaciones: una aplicación transmisora, mediante la cual se generará el audio con la información cardiaca incorporada en él, y la aplicación receptora, la cual reconstruirá la señal cardiaca a partir de la llamada recibida.

2.1. Modelado del sistema

Esta tesis trata sobre el análisis de la factibilidad técnica y práctica de realizar un proceso de monitoreo, ya sea en tiempo real o en tiempo diferido de señales cardiacas. Este proceso se realiza mediante la implementación a pequeña escala de una infraestructura compuesta por dos estaciones: la *estación remota,* el cual incluye un módulo portátil de adquisición de señales cardiacas (electrocardiógrafo), y la *estación base.* El modelado de todo el proceso de transmisión se realiza con una de las herramientas de desarrollo más poderosas que existen actualmente para este fin: *Simulink* de MATLAB 2007.

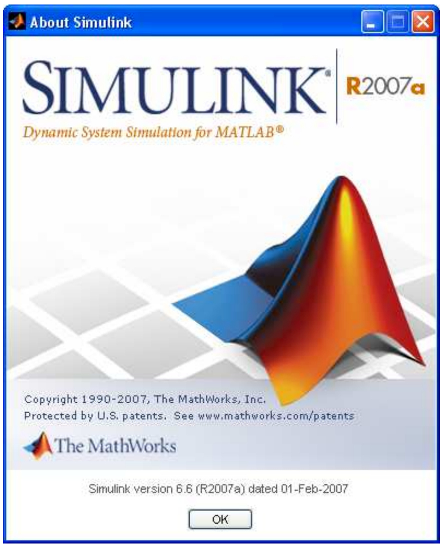


FIGURA 2.2 SIMULINK DE MATLAB 2007

2.2. Descripción de la estación remota

La estación remota es el sitio en el que se encuentra ubicado el paciente o la persona a quien se le realizará el chequeo del corazón, por consiguiente, es este el lugar donde se encontrará ubicado el equipo apropiado para la realización de lecturas cardiacas locales, su procesamiento y almacenamiento.

2.2.1. Elementos de la estación remota

La estación remota está compuesta por tres componentes principales: El *módulo de adquisición de señales cardiacas* (EKG), la *Unidad Remota de Tratamiento de Señales Biomédicas* (URTSB) y el *equipo transmisor* o *celular*.

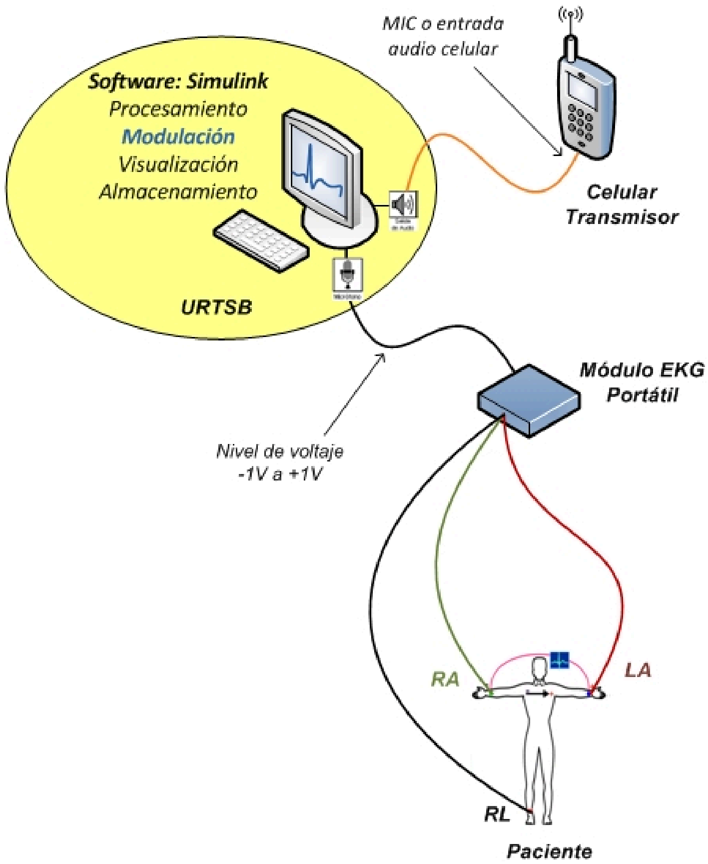


FIGURA 2.3 LADO DEL PACIENTE (ESTACIÓN REMOTA)

2.2.1.1. Módulo para la adquisición de señales cardiacas

El módulo para la adquisición de señales cardiacas es un pequeño dispositivo el cual permite leer las señales cardiacas del paciente (EKG). El equipo es lo bastante portátil y robusto como para permitir al paciente o la persona quien lo vaya a utilizar, su fácil uso y traslado a cualquier sitio que desee. La principal característica de este pequeño módulo es el hecho de que se desarrolló una innovadora solución para la comunicación con la computadora a través de su puerto de entrada de audio (MIC), reduciendo de esta manera en hardware y ganando simplicidad en el diseño.

2.2.1.2. Unidad remota de tratamiento de señales biomédicas

La Unidad Remota de Tratamiento de Señales Biomédicas o URTSB es el componente más importante en la estación remota, y mediante el cual se realizan las etapas de: procesamiento, modulación, visualización local para el paciente y almacenamiento de la señal cardiaca. El hardware que constituye el URTSB es una computadora y la respectiva aplicación transmisora desarrollada en Simulink, la cual realizará la interacción tanto con el módulo electrocardiógrafo portátil, como con el equipo transmisor.

2.2.1.3. Equipo transmisor o celular

El último componente de la estación remota lo constituye el equipo transmisor o celular, el cual se conecta a la salida de audio de la computadora del paciente (*esto es a través del MIC del celular*).

Bajo la definición *“Telemonitoreo EKG mediante llamada”* y debido a que el único requerimiento indispensable es el establecimiento de una llamada entre dos celulares, es que ha sido posible abarcar cualquier modelo de celular para el envió de información cardiaca como voz sobre una red GSM. El modelo de celular empleado en esta tesis es el Nokia 1100, por su simplicidad y fácil utilización.

2.3. Descripción de la estación base

La estación base es el sitio de ubicación del médico, quien realizará el chequeo cardiológico de su paciente previa a la recepción de la información cardiaca a través de una llamada celular. En este punto el médico preparará los dispositivos o el equipo a utilizar para el proceso de recepción de la llamada del paciente, la cual contiene información EKG.

2.3.1. Elementos de la estación base

La estación base está constituida únicamente por dos componentes primordiales: el *equipo receptor* o *celular* y la *Unidad Maestra de Tratamiento de Señales Biomédicas (UMTSB)*.

2.3.1.1. Equipo receptor o celular

El equipo receptor o celular recibe la llamada desde la estación remota en el lado del paciente, y la introduce a la computadora del médico en la estación base a través de su puerto de entrada de audio (MIC). Puesto que es voz con contenido de información cardiaca lo que se transmite mediante el establecimiento de una llamada celular, resultó mucho más eficiente desarrollar las aplicaciones y el circuito adecuado para tratar esta señal como audio. Cabe señalar que la comunicación celular-computadora se realiza a través de los *"manos libres de los celulares".*

2.3.1.2. Unidad maestra de tratamiento de señales biomédicas

La ***Unidad Maestra de Tratamiento de Señales Biomédicas* o *UMTSB*** está constituida por la computadora del médico y la respectiva aplicación desarrollada en Simulink. Las funciones del UMTSB son: la recepción de la voz en una llamada celular, recuperación de la información cardiaca contenida en aquella llamada, almacenamiento de la misma en formato audible y su visualización para el respectivo diagnóstico por parte del médico. La señal cardiaca es recuperada mediante un proceso inverso al que se realiza en la estación remota.

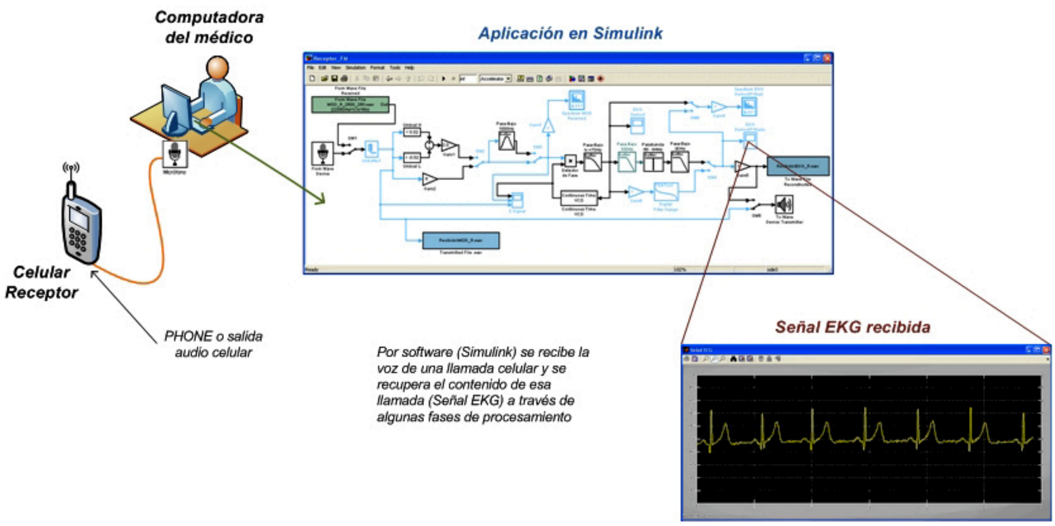


FIGURA 2.4 LADO DEL MÉDICO (ESTACIÓN BASE)

2.4. Proceso de transmisión de una señal cardiaca mediante una llamada celular

Para el proceso de transmisión de la señal cardiaca, se requieren de una serie de pasos, que van desde la adaptación y mejoramiento de la señal adquirida por el puerto de entrada de audio de la computadora, hasta la creación de un archivo audible y adaptable al canal de voz de la red celular.

El archivo audible está en formato WAV y será el que se transmita a través de una llamada, mediante la conexión del celular a uno de los puertos de salida de audio de la computadora. Las etapas de este proceso se detallan a continuación.

2.4.1. Adaptación de la señal cardiaca al canal de voz de la red celular

Previa a la adaptación de la señal cardiaca al canal de voz de la red celular se analizaron dos parámetros que predominan en una llamada celular: *amplitud* de la señal y su *frecuencia*.

Los análisis corroboraron que la ***amplitud*** o nivel de audio de la voz presenta características variables y aleatorias en todo el proceso de la llamada celular como se muestra en la figura 2.5, llegando a su destino una señal diferente a la que se transmitió. Además, este nivel de audio es un factor que depende de las configuraciones de usuario, propias del celular, siendo este diferente de un equipo a otro.

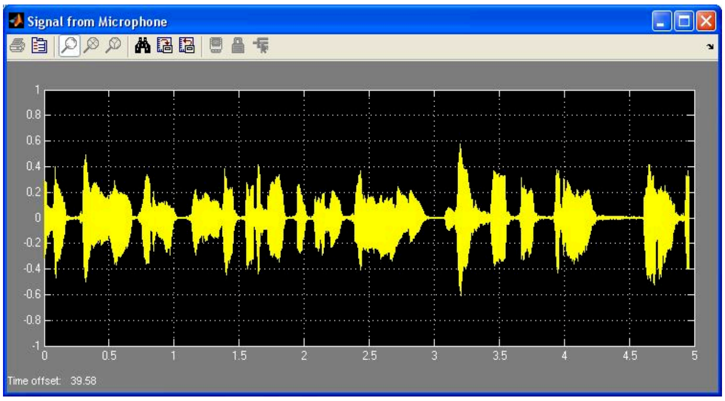


FIGURA 2.5 AMPLITUD VARIABLE EN UNA LLAMADA

Se concluyó entonces que utilizar como referencia la amplitud de la señal que representa la voz, en el modelo que se propone en esta tesis no es la más adecuada.

El otro parámetro que se analizó fue el ***conjunto de frecuencias*** que se transmiten en una llamada. Este análisis arrojo como resultado, que una señal a una determinada frecuencia enviada como voz mediante una llamada entre dos celulares, es afectada por la red en amplitud, sin embargo su frecuencia no sufre distorsiones en el proceso de transmisión a través de la red celular. Los resultados muestran por lo tanto que la frecuencia recibida en el celular receptor, es la misma frecuencia enviada por el celular transmisor en una llamada. Además el hecho de no depender del tipo de celular ni de las configuraciones de usuario del equipo, hace factible el diseñar un modelo de comunicación analógico para la transmisión de señales cardiacas, utilizando como referencia la invariabilidad de la frecuencia de una señal transmitida en una llamada celular.

Las gráficas siguientes muestran el espectro de frecuencia de una señal sinusoidal de 2100Hz transmitida como voz a través de una llamada celular, así como la señal que se recibe en el receptor. El resultado es visualizado mediante la aplicación Simulink de MATLAB 2007.

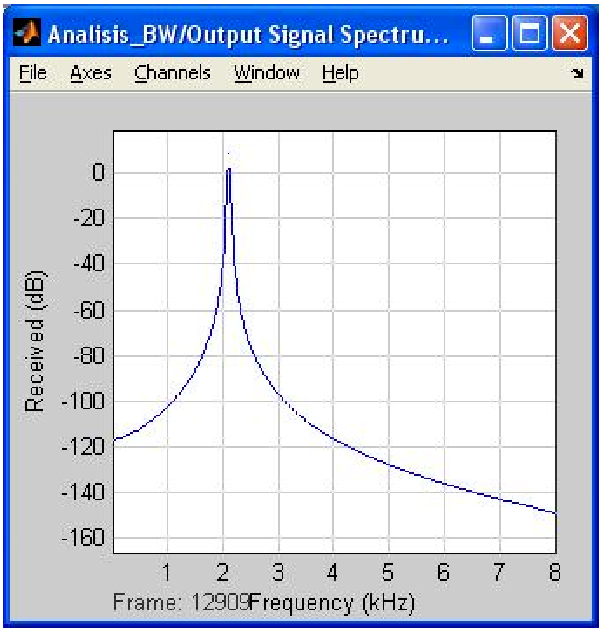


FIGURA 2.6a SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2100HZ

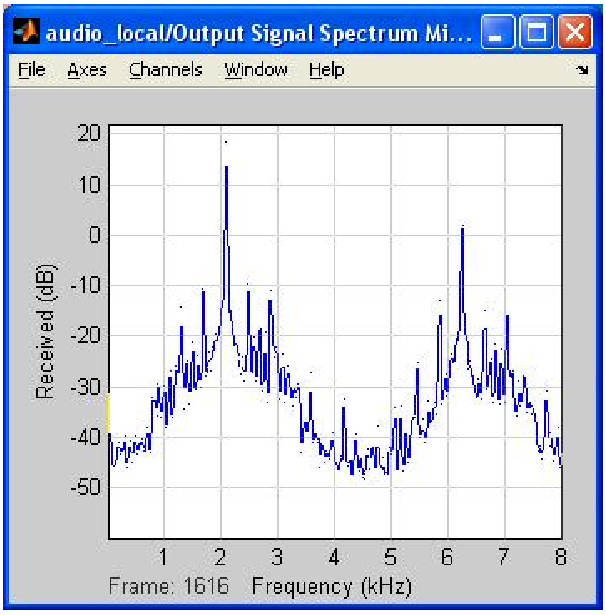


FIGURA 2.6b SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2100HZ

2.4.2. Creación de un archivo EKG.wav

La adquisición de la señal cardiaca se lleva a cabo mediante los puertos de entrada de audio de la computadora, además la transmisión de la misma a través de celular también se basa en audio; por consiguiente, resultó conveniente manejar la señal cardiaca como una señal audible, pudiéndola almacenar en formato WAV.

El proceso de almacenamiento de la señal cardiaca como audio se realiza en Simulink a través del bloque "*To Wave File*".

2.4.3. Análisis espectral de la señal cardiaca

Un análisis espectral de la señal cardiaca permite visualizar el rango en frecuencia de los potenciales eléctricos del corazón, los cuales se encuentran en el rango de 0.05Hz a 100Hz. En la práctica se requiere de un equipo llamado "*analizador de espectros*" para poder realizar este tipo de análisis, sin embargo Simulink simplifica este procedimiento al contar con un bloque denominado *"Spectrum Scope"*.

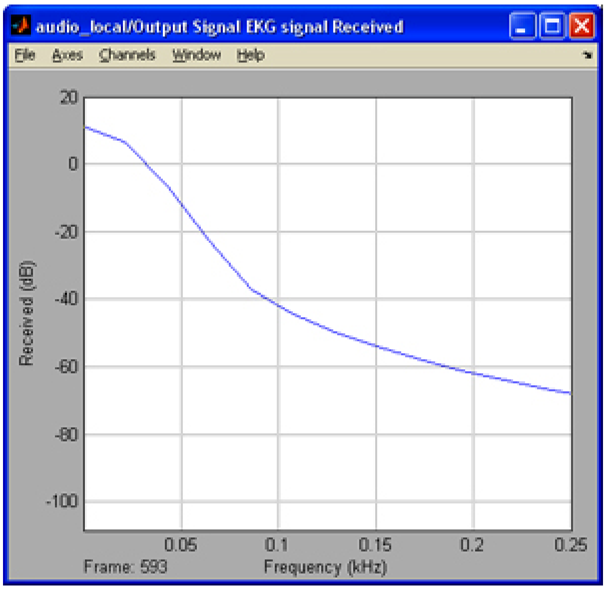


FIGURA 2.7 ESPECTRO DE LA SEÑAL CARDIACA RECIBIDA

En la figura 2.7 se aprecia el espectro en frecuencia de la señal cardiaca recibida mediante el establecimiento de una llamada celular en la que se percibe claramente la atenuación de la señal a partir de los 100Hz (límite superior de la señal cardiaca).

2.4.4. Análisis espectral del canal de voz de la red celular

Pruebas realizadas para la selección de la red celular a través de la cual se transmitirá información cardiaca mediante llamadas, consiste en el análisis espectral del canal de voz de la red celular. Este análisis espectral es una manera de ver el canal de voz en el dominio de las frecuencias, permitiendo de esta manera conocer que frecuencias se reciben en el celular receptor, y cuál de estas frecuencias tienen un mejor comportamiento sobre la red celular.

Para las pruebas de análisis espectral se transmitió señales sinusoidales como voz a determinadas frecuencias a través de la red celular de Alegro y Porta, obteniéndose resultados más eficientes sobre la red de Porta que la de Alegro. Se visualizaron tanto el espectro en frecuencia[1] de la señal transmitida como la recibida a frecuencias de: 850Hz, 1000Hz, 1500Hz, 1700Hz, 2000Hz, 2100Hz, 2300Hz, 2500Hz, 3000Hz, y 4000Hz. Los resultados se muestran en las siguientes gráficas.

---

[1] *Estas Pruebas fueron realizadas sobre la red celular de Porta.*

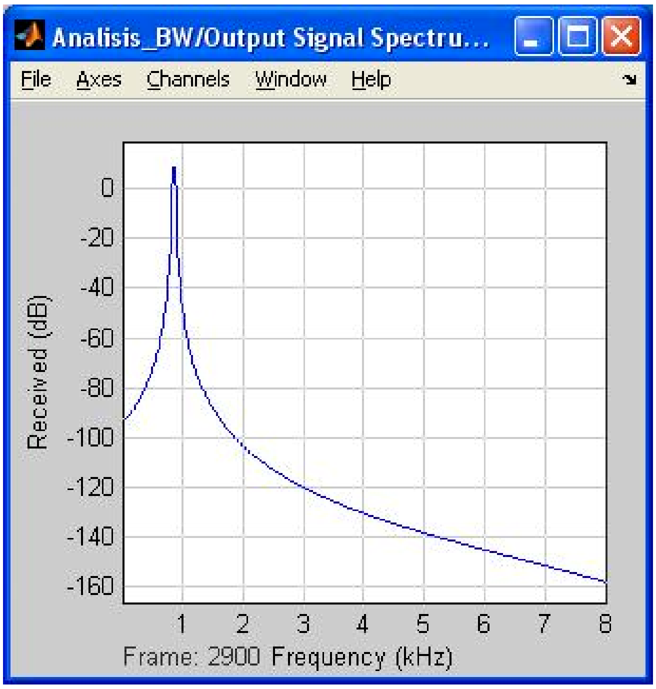


FIGURA 2.8.1 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 850HZ

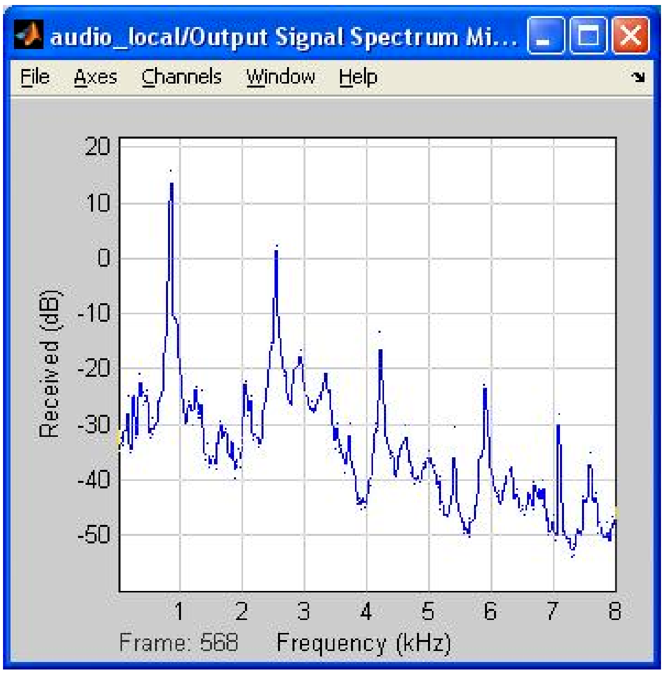


FIGURA 2.8.2 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 850HZ

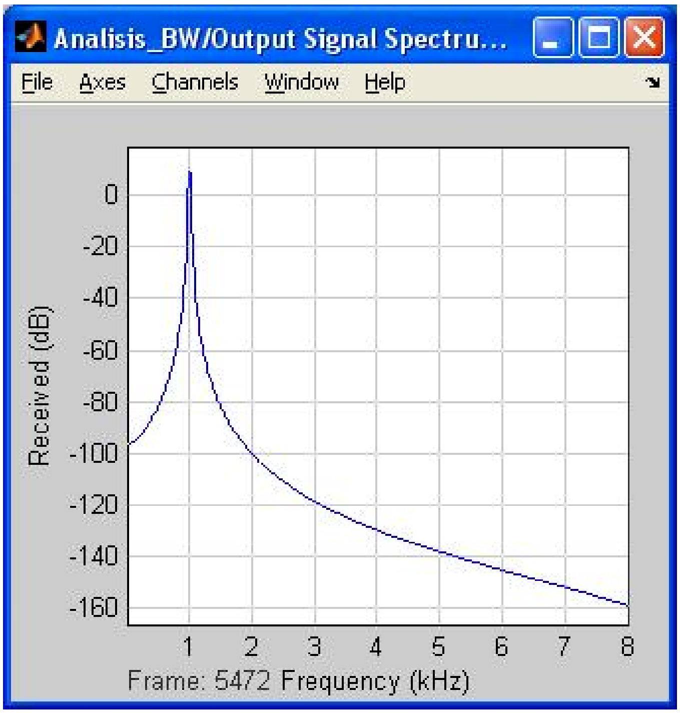


FIGURA 2.8.3 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 1000HZ

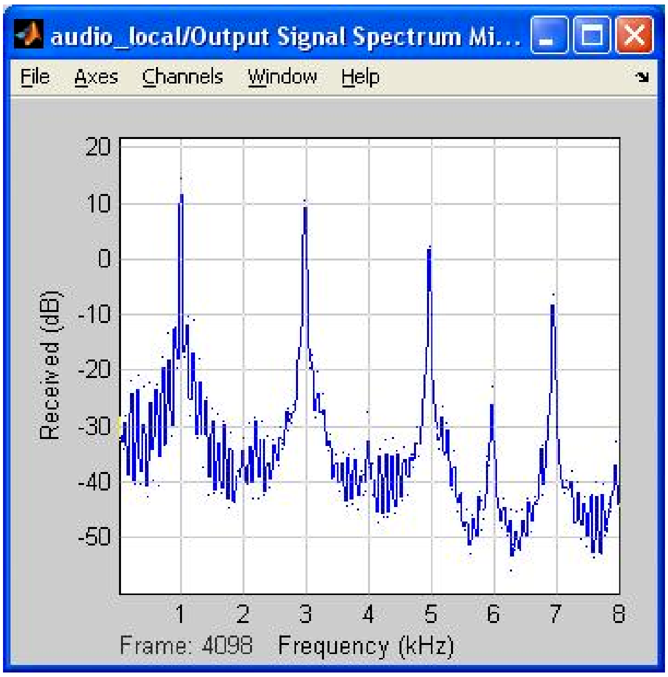


FIGURA 2.8.4 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 1000HZ

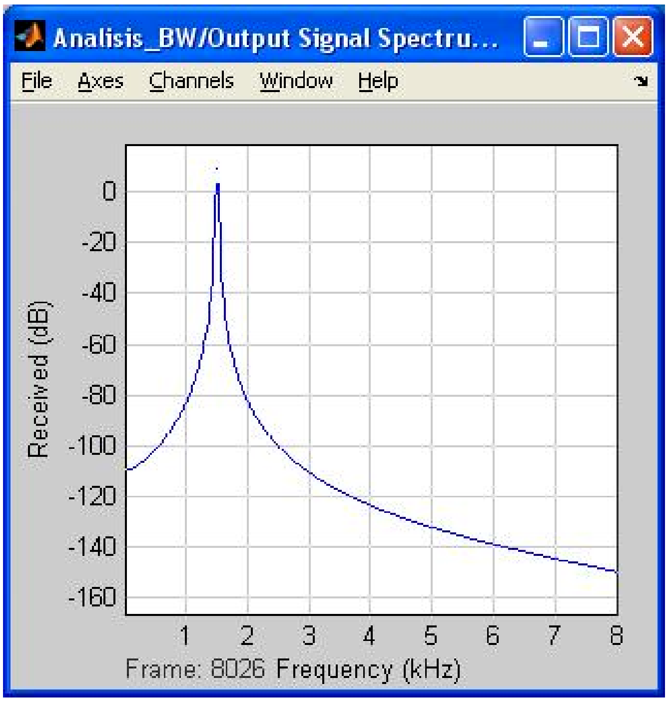


FIGURA 2.8.5 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 1500HZ

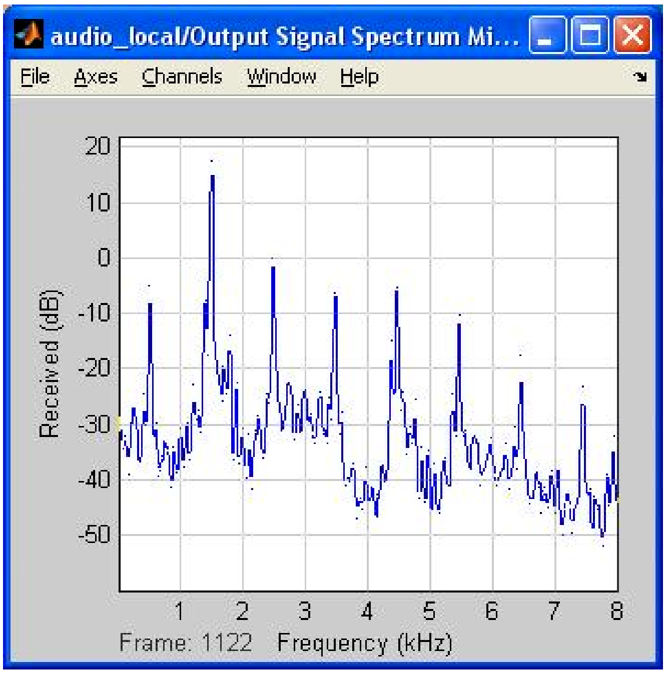


FIGURA 2.8.6 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 1500HZ

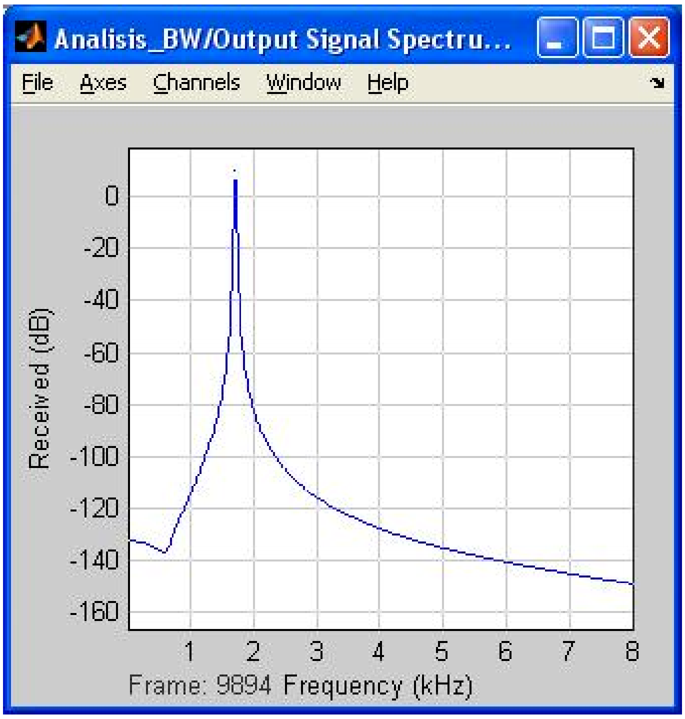


FIGURA 2.8.7 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 1700HZ

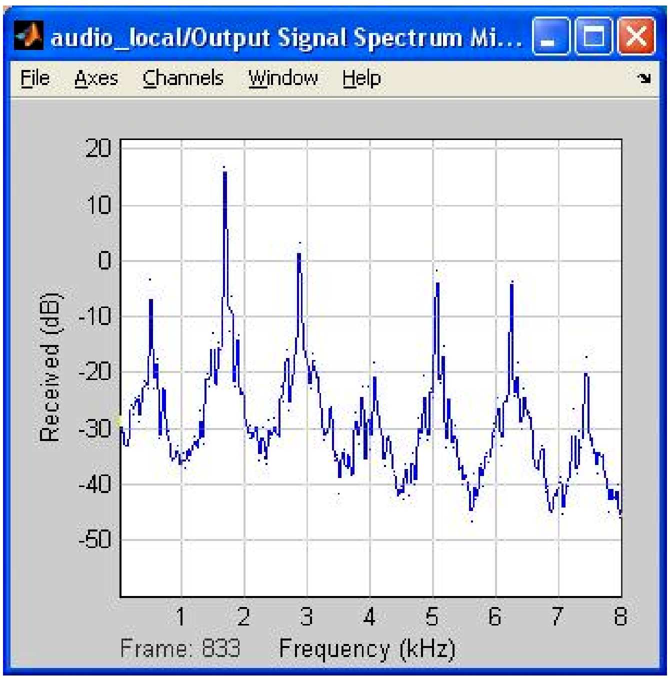


FIGURA 2.8.8 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 1700HZ

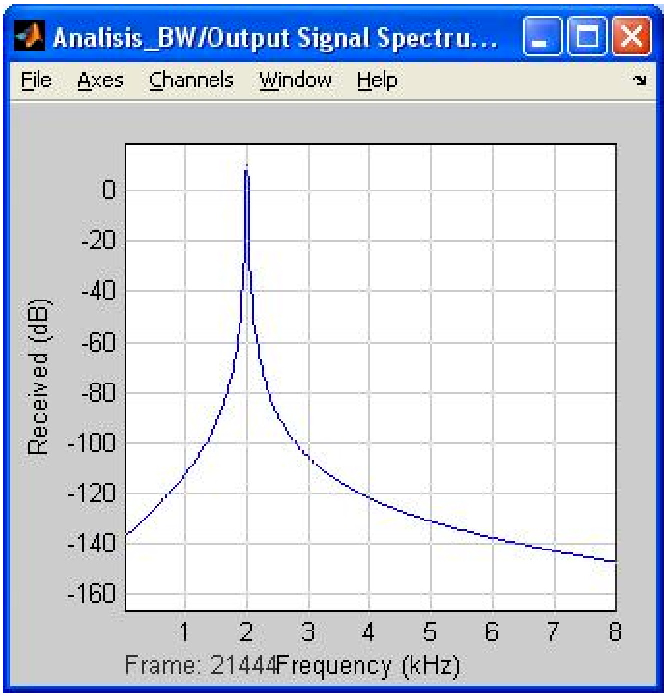


FIGURA 2.8.9 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2000HZ

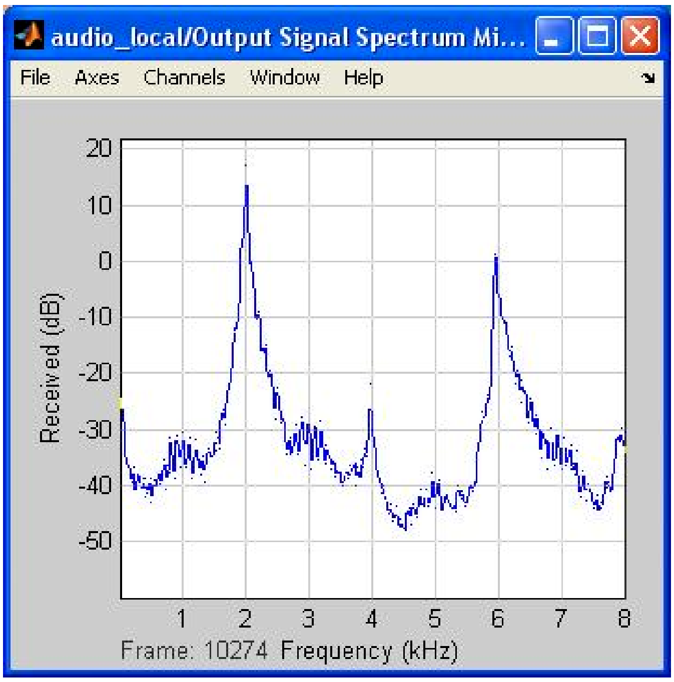


FIGURA 2.8.10 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2000HZ

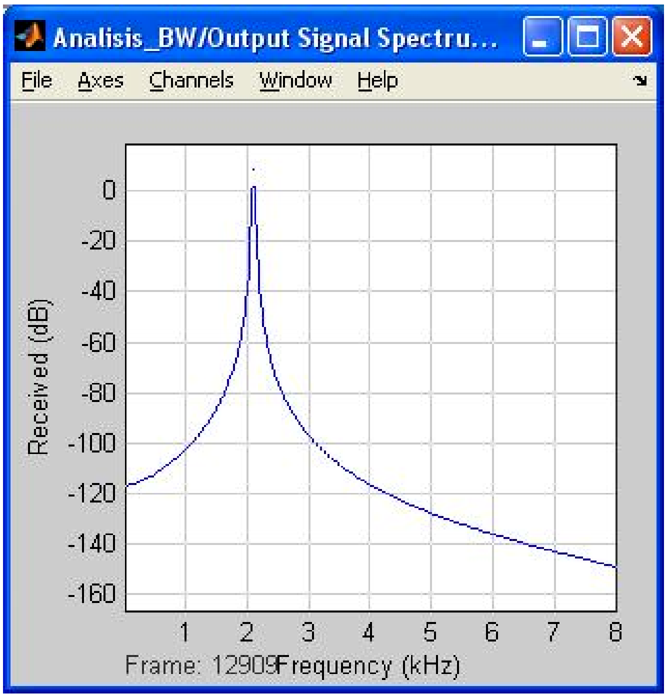


FIGURA 2.8.11 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2100HZ

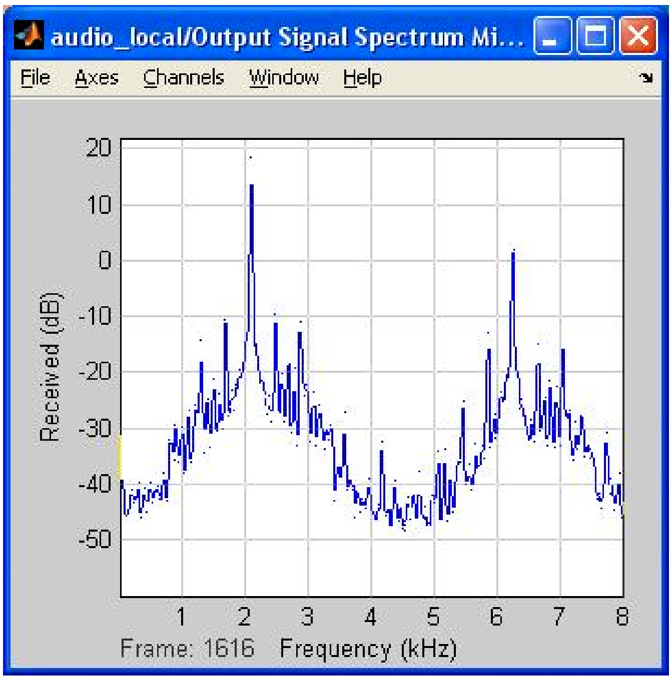


FIGURA 2.8.12 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2100HZ

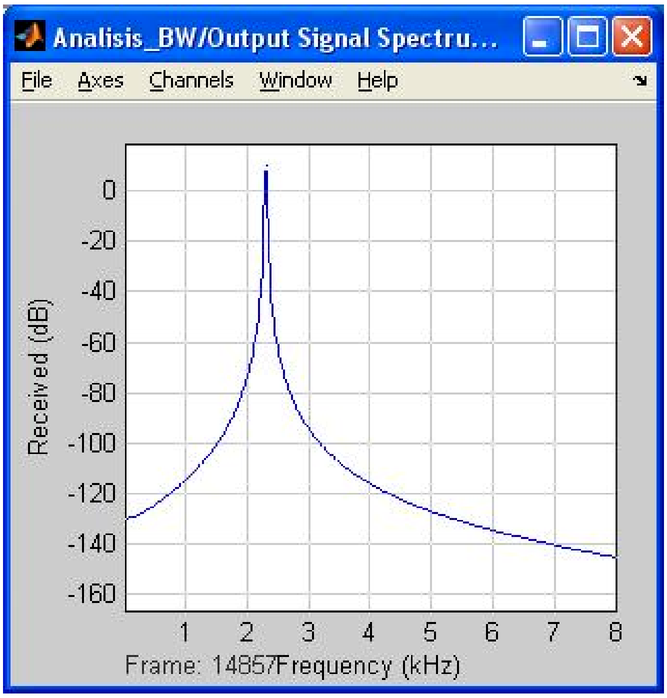


FIGURA 2.8.13 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2300HZ

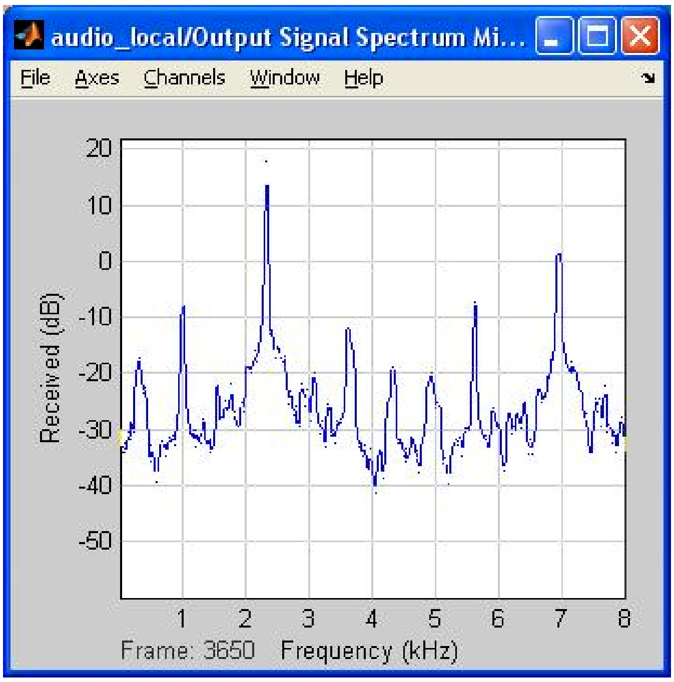


FIGURA 2.8.14 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2300HZ

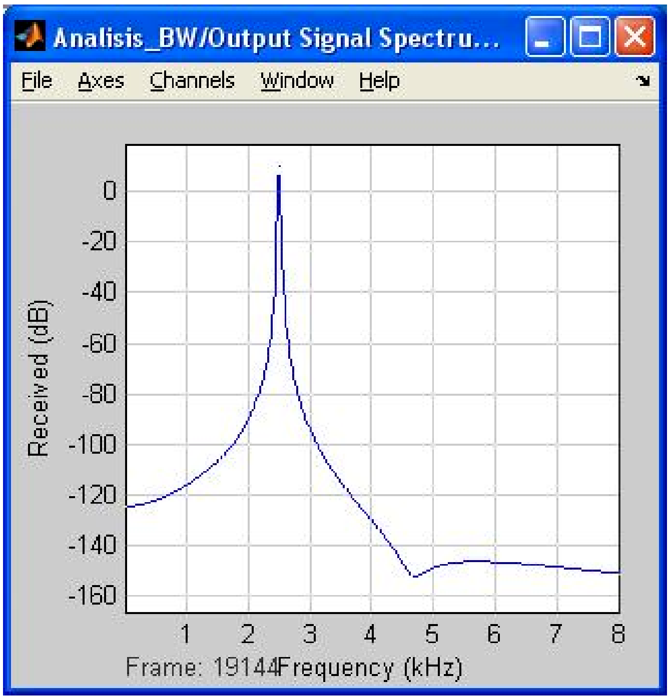


FIGURA 2.8.15 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 2500HZ

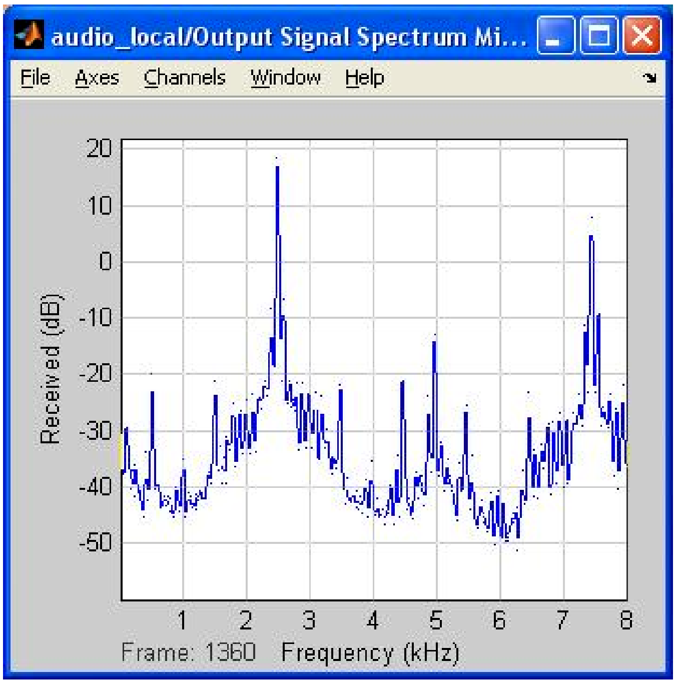


FIGURA 2.8.16 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 2500HZ

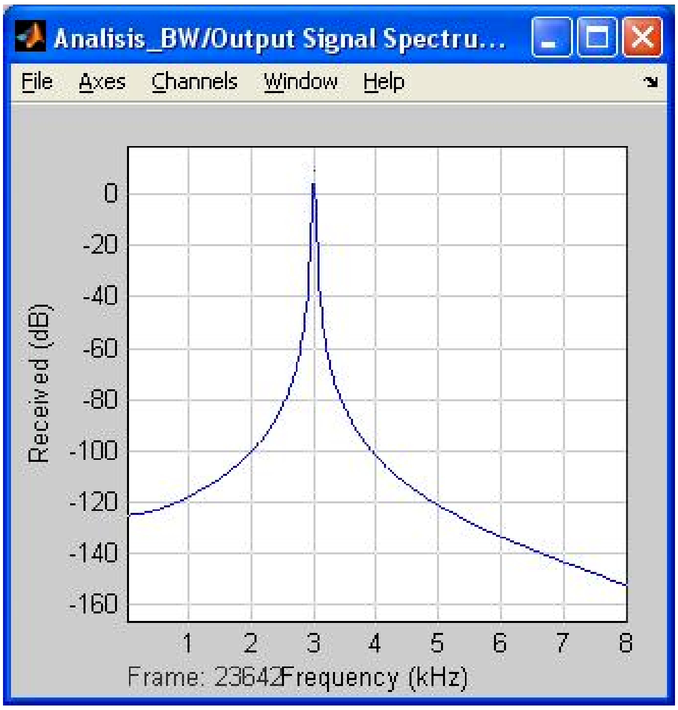


FIGURA 2.8.17 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 3000HZ

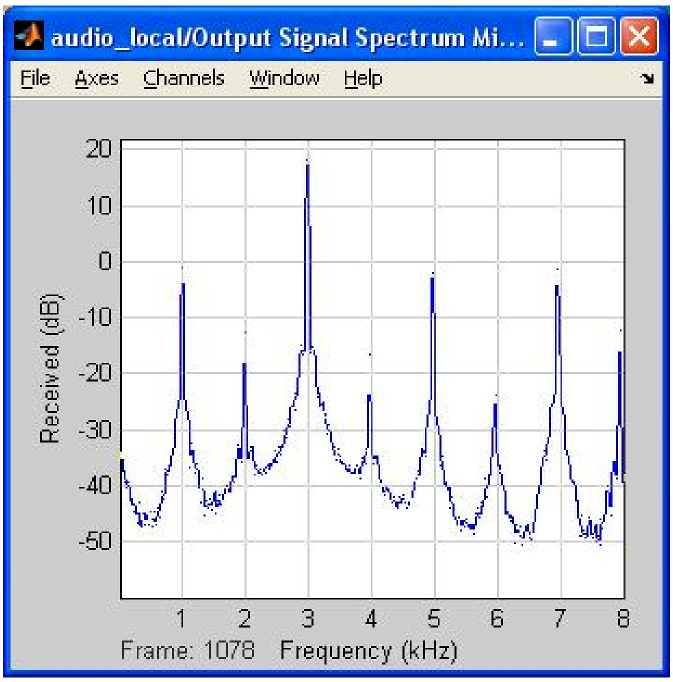


FIGURA 2.8.18 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 3000HZ

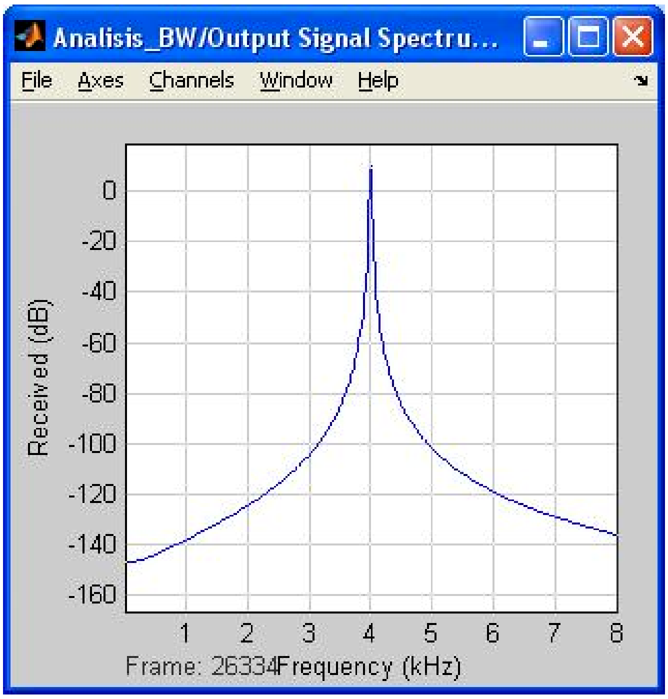


FIGURA 2.8.19 SEÑAL SINUSOIDAL TRANSMITIDA A 4000HZ

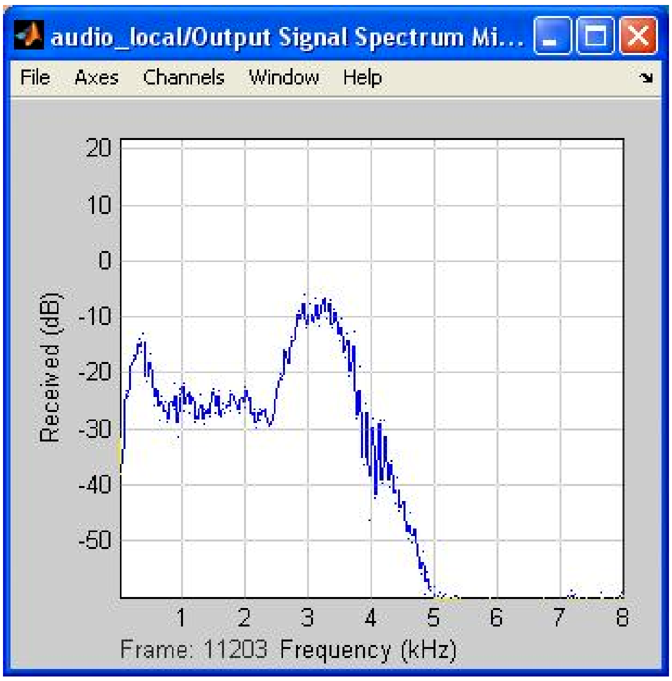


FIGURA 2.8.20 SEÑAL SINUSOIDAL RECIBIDA A 4000HZ

2.4.5. Técnica empleada para la transmisión de señales cardiacas

Existe un procedimiento ampliamente utilizado en comunicaciones analógicas conocido como modulación FM. Este proceso consiste en hacer variar la frecuencia de una señal conocida como señal portadora, por lo general una señal sinusoidal, en un rango de frecuencia determinado por otra señal conocida como señal moduladora, la cual contiene la información; en este caso la señal moduladora es la señal EKG. Mediante este procedimiento se genera una señal de frecuencia variable en función de la señal cardiaca: la señal modulada FM.

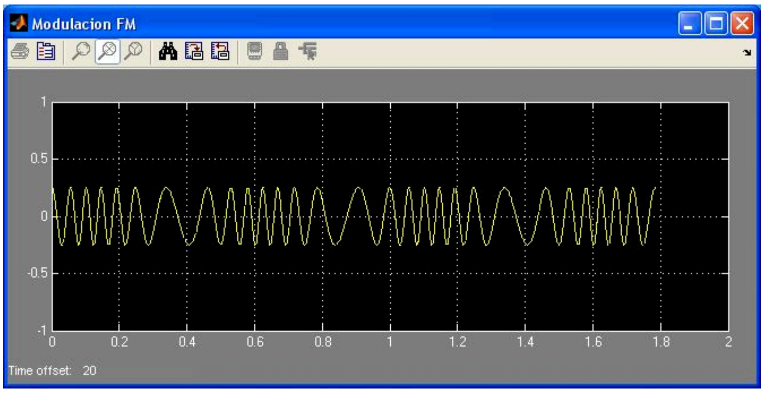


FIGURA 2.9 MODULACIÓN FM

En este tipo de modulación toda la información de la señal cardiaca está caracterizada por las variaciones en frecuencia de la portadora alrededor de una frecuencia central, sin importar que la amplitud de esta señal o su nivel sufra distorsiones. Bajo este criterio la adaptación de la señal cardiaca al canal de voz de la red celular se realizó a través de la técnica de modulación FM.

Cualquier señal modulada en frecuencia (16) se representa mediante la ecuación:

$$s(t) = A_C Cos[\omega_C t + \theta(t)]$$

Para señales FM:

$$\theta(t) = D_F \int_{-\infty}^{t} m_F(\tau) d\tau$$

D_F representa la ***constante de desviación en frecuencia*** dada en $[Rad/V]$ alrededor de una frecuencia central f_C y $m_F(\tau)$ es la señal modulante la cual contiene la información (señal EKG).

La ***desviación de frecuencia*** también es otro factor importante en este tipo de modulación analógica. La ecuación de este parámetro está dada por la siguiente fórmula:

$$f_d(t) = \frac{1}{2\pi}\left[\frac{d\theta(t)}{dt}\right] = \frac{1}{2\pi} m_F(t)$$

El ***índice de modulación*** de una señal modulada en FM esta dado por la razón entre la máxima desviación de frecuencia de la señal FM sobre el ancho de banda de la señal modulante). La ecuación del índice de modulación es:

$$\beta_F = \frac{\Delta f}{B} = \frac{D_F max\{m(t)\}}{2\pi B} = \frac{D_F V_P}{2\pi B}$$

Para esta tesis se utilizó la modulación en frecuencia de banda ancha ($\beta_F > 1$) por presentar un comportamiento más adecuado en el proceso de transmisión de señales cardiacas como llamada.

2.4.6. Selección de una portadora para la transmisión de señales cardiacas

Como se menciona anteriormente el procedimiento mediante el cual se adaptan las señales cardiacas al canal de voz de la red celular es a través de la modulación FM; este es un tipo de modulación analógica en la cual la frecuencia de una señal conocida como portadora oscila alrededor de su frecuencia central f_O en función de la señal mensaje, la señal EKG. La selección de una portadora para la transmisión de señales cardiacas implica determinar la frecuencia para la cual se obtiene una buena calidad de la señal recibida en el celular receptor. Uno de los efectos de transmitir señales sinusoidales es la generación de sus armónicos, por lo que es importante determinar cual frecuencia tiene la mayor atenuación de aquellos armónicos.

El análisis espectral del canal de voz de la red celular de Porta determinó que la mejor respuesta se obtiene alrededor de 2200Hz y 2500Hz. La transmisión de señales cardiacas se efectuó con una portadora sinusoidal de 2300Hz como frecuencia central.

2.4.7. Selección de la operadora móvil para la transmisión

La transmisión de señales cardiacas mediante llamada celular requiere satisfacer ciertas condiciones las cuales permitan una óptima calidad en el envió de la información, por tal razón, la selección de la operadora móvil se realizó bajo los siguientes criterios:

- *Cobertura de la red Celular*, permitiendo de esta manera un alcance global del sistema, pudiendo llegar a lugares o zonas rurales a través de la red celular.
- *Calidad en la llamada*, una de las características de vital importancia en el sistema de transmisión de señales cardiacas, debido a que el óptimo funcionamiento del sistema depende de que la

recepción de la llamada sea continua y no entrecortadas.

- *Tecnología GSM,* para cuestiones de escalabilidad a futuro, permitiendo generar una infraestructura para telemedicina más complejo y de alcance superior.

Entre las tres operadoras móviles del Ecuador, la elección más adecuada[2] para la implementación del sistema fue la red celular de Porta[3], elección sustentada en función de una gran cantidad de pruebas y verificaciones.

2.4.8. Creación de un archivo EKG_MOD.wav

El archivo EKG_MOD.wav es el archivo final de una señal modulada FM alrededor de una frecuencia central de 2300 Hz, audible, el cual transportará la información cardiaca. Este archivo es el audio que se enviará como voz hacia la estación base (médico) mediante el establecimiento de una llamada. El UMTSB será el encargado de decodificar este audio para recuperar de nuevo la señal cardiaca del paciente remoto.

[2] *El presente trabajo se realizo sin ningún tipo de auspicio o patrocinio por parte de las operadoras móviles del Ecuador.*

[3] *La red celular de Movistar también cumple los criterios los cuales permiten la sustentabilidad del sistema, sin embargo esta debe ser confirmada mediante una serie de pruebas (parcialmente realizadas)*

CAPÍTULO 3

3. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE LA ESTACIÓN REMOTA

3.1. Diseño y construcción de un módulo portátil para adquisición de señales cardiacas (EKG)

Para poder registrar la actividad eléctrica del corazón se requiere de un equipo apropiado conocido como electrocardiógrafo. Como se mencionó en el capítulo 1, el electrocardiógrafo que se construirá en el desarrollo de esta tesis se basa en las derivaciones bipolares.

El diseño del electrocardiógrafo es diferente a los electrocardiógrafos convencionales, la razón de ello es que el tratamiento de las señales cardiacas se la realiza como voz, debido a que la adquisición de las mismas se lleva a cabo a través de los puertos de entrada de audio de la computadora. Las etapas de diseño del módulo y sus especificaciones técnicas se detallan a continuación.

3.1.1. Diseño de la etapa analógica: módulo EKG

La etapa analógica en el diseño del módulo de adquisición de señales cardiacas comienza con la lectura de la señal eléctrica del corazón, la cual es capturada mediante un circuito diferencial, su posterior filtrado y la eliminación de ruido o perturbaciones que se generan a determinadas frecuencias. La etapa analógica se subdivide en las siguientes seis categorías:

- Amplificador de instrumentación
- Análisis del ancho de banda de la señal cardiaca
- Filtros pasa-altos
- Filtros pasa-bajos
- Filtrado de la señal cardiaca contra el ruido externo
- Filtro Notch o de muesca

3.1.1.1. Amplificador de instrumentación

Un amplificador de instrumentación es todo circuito (chip) que posee alta impedancia de entrada; alto rechazo de modo común; ganancia estable y variable con una única resistencia, voltajes y corrientes de offset bajas y con poca derivas; e impedancias de salidas bajas (17).

En el mercado existen una gran cantidad de estos circuitos integrados monolíticos, el amplificador de instrumentación (AI) empleado para la construcción del electrocardiógrafo (EKG) es el AD620 por su alto rendimiento, bajo costo y su bajo consumo de potencia (18).

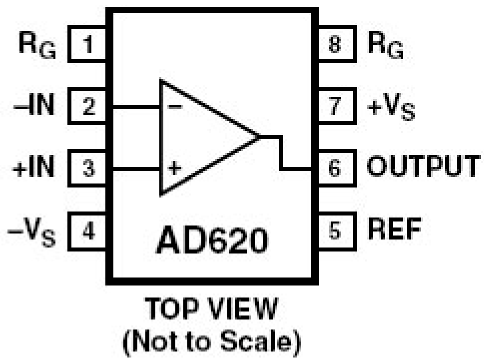


FIGURA 3.1 CONFIGURACIÓN DE LOS PINES DEL AD620

El **AD620** consume solo 1.3mA de corriente como máximo, es configurable en un rango de ganancia que va desde 1 a 10000 mediante una resistencia externa R_G. Adicionalmente, el bajo ruido y la baja corriente bias de entrada en este chip lo hace ideal para aplicaciones en electrónicas medicina tales como electrocardiógrafos y monitores de presión sanguínea no invasivo (18).

La ganancia del amplificador de instrumentación AD620 está dada por la ecuación:

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1$$

La figura 3.2 muestra el diseño de un circuito amplificador de instrumentación estándar utilizado como electrocardiógrafo. El AD620, además de ser un amplificador de instrumentación, proporciona una ganancia suficiente a aquellos potenciales cardiacos eléctricos adquiridos de un paciente, (pre-amplificación), con la finalidad de tener un nivel de señal cardiaca adecuado con el cual se pueda trabajar.

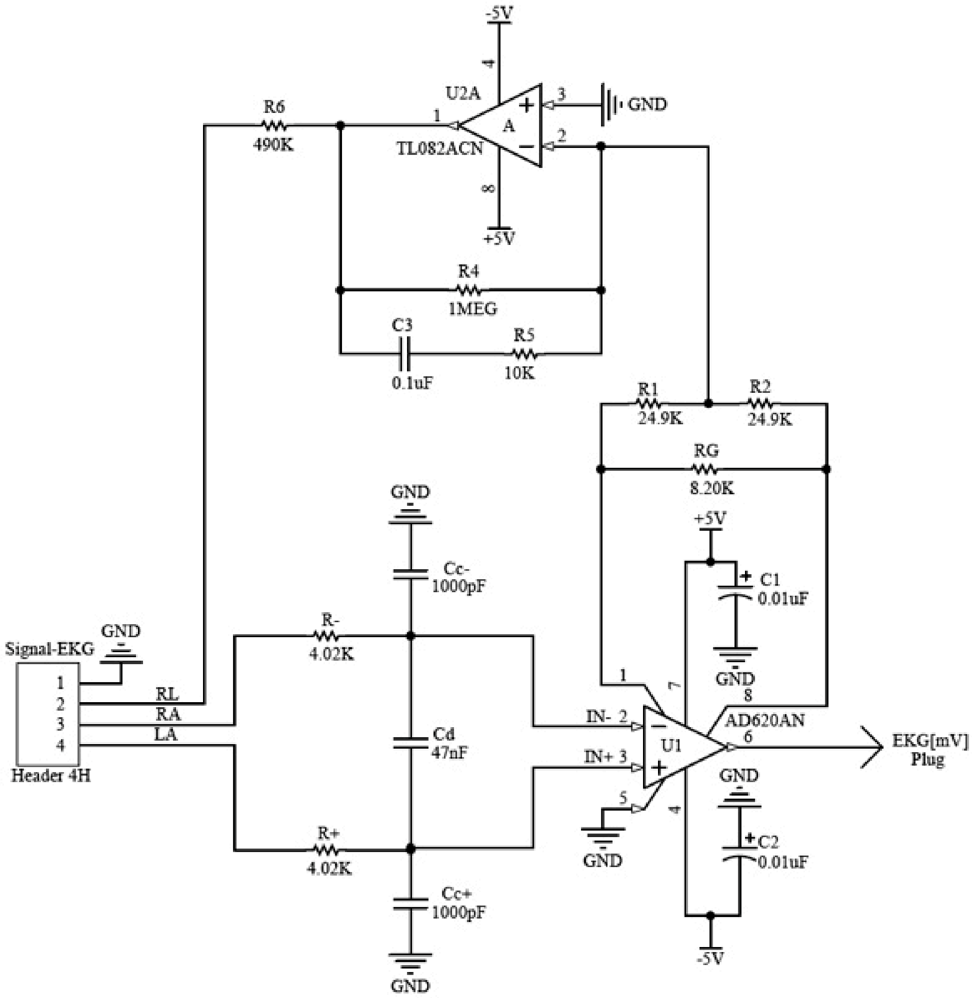


FIGURA 3.2 CIRCUITO DE INSTRUMENTACIÓN PARA UN EKG

La ganancia recomendada debe estar en un valor no mayor a 10 (preamplificador). El valor de ganancia en el circuito de la figura 3.2 es de 8.335 (49.4KΩ/8.20KΩ+1).

El operacional U2A (TL082) permite drenar una corriente de retorno al paciente a través de la pierna derecha (RL), es decir, aplica una versión invertida de interferencia en modo común con el objetivo de que estas se cancelen; para ello se debe elegir un valor adecuado de capacitancia C3 para mantener la estabilidad de aquella corriente.

La entrada diferencial de los potenciales eléctricos del corazón es recogida mediante electrodos de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) entre las terminales LA (brazo izquierdo) y RA (brazo derecho) según se muestra en la figura 3.2.

3.1.1.2. Análisis del ancho de banda de la señal cardiaca

En electrónica médica se especifica que el ancho de banda de una señal cardiaca está dentro del rango de 0.05Hz a 100Hz, y que todas aquellas señales que se encuentran fueran de ese rango no son consideradas como señales cardiacas, por consiguiente deben ser tratadas como perturbaciones.

Una frecuencia de corte inferior de un filtro pasa-altas de 0.05Hz nos permite eliminar el offset DC que se desarrolla entre los electrodos y la superficie de la piel cuya amplitud pueden alcanzar niveles de hasta 300mV, superando enormemente la amplitud de la señal cardiaca (19).

Los filtros paso alto y paso bajo combinados constituyen un filtro paso banda, el cual dejará pasar las frecuencias desde 0.05Hz a 100Hz: el ancho de banda de la señal cardiaca.

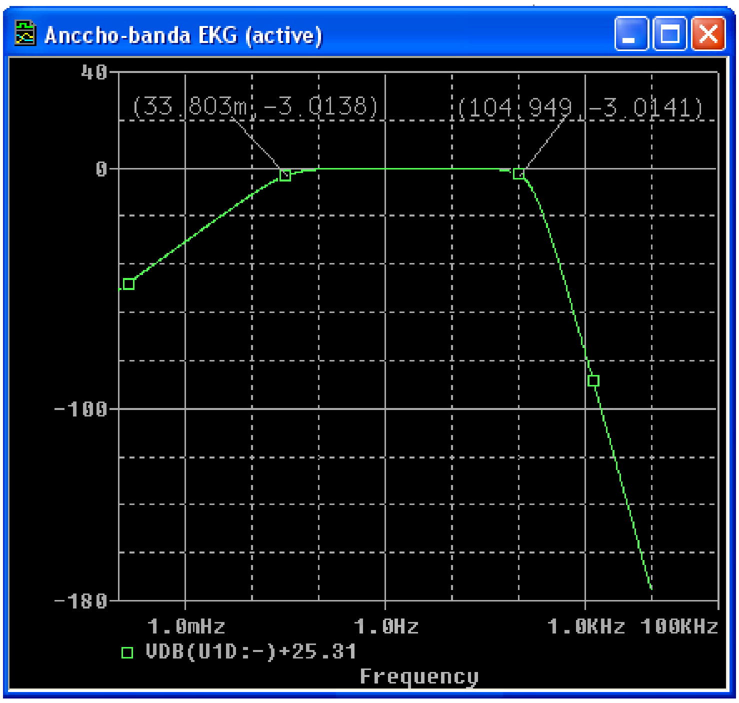


FIGURA 3.3 ANCHO DE BANDA DE UNA SEÑAL EKG

3.1.1.3. Filtros pasa-altos

Un filtro pasa-altos es aquel filtro que deja pasar las frecuencias por encima de una frecuencia de corte inferior (f_{OL}). El filtro pasa-alto activo de 1er orden para el circuito EKG está constituido por un circuito RC sencillo conectado al terminal (+) del operacional U3A en la figura 3.4. La frecuencia de corte inferior del filtro pasa-alto debe ser de 0.05Hz, además, se provee de una ganancia adicional que va desde 9.2 hasta 29 a la señal cardiaca a través del potenciómetro Timer1.

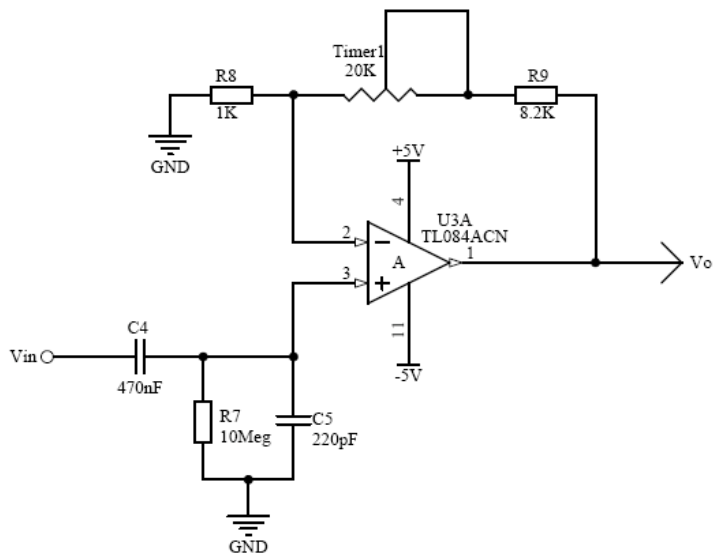


FIGURA 3.4 FILTRO PASA-ALTO

La ecuación general del filtro pasa-alto de la figura 3.4 en combinación con la ganancia dada por el operacional U3A está dada por:

$$G(\boldsymbol{s}) = \frac{\mathrm{Vo}(\boldsymbol{s})}{Vi(\boldsymbol{s})} = \frac{\boldsymbol{s}R_1C_1A_O}{\boldsymbol{s}R_1(C_1 + C_2) + 1}$$

Donde A_O es la ganancia del amplificador no inversor de la figura 3.4 dada por la siguiente ecuación:

$$A_O = 9.2 + Timer1$$

La frecuencia de corte inferior f_{OL} del filtro pasa-alto de la figura 3.4 esta dado por la ecuación:

$$f_{OL} = \frac{1}{2\pi R_1(C_1 + C_2)}$$

El valor teórico real obtenido de la frecuencia de corte inferior del filtro pasa-alto es f_{OL}=0.034Hz.

3.1.1.4. Filtros pasa-bajos

Un filtro pasa-bajo nos permite eliminar aquellas frecuencias por encima de una frecuencia de corte superior (f_{OH}) asociada al filtro. Para el módulo de adquisición de señales cardiacas EKG inicialmente se desarrollo un filtro pasa-bajo activo Butterworth de 5to orden como se muestra en la figura 3.5.

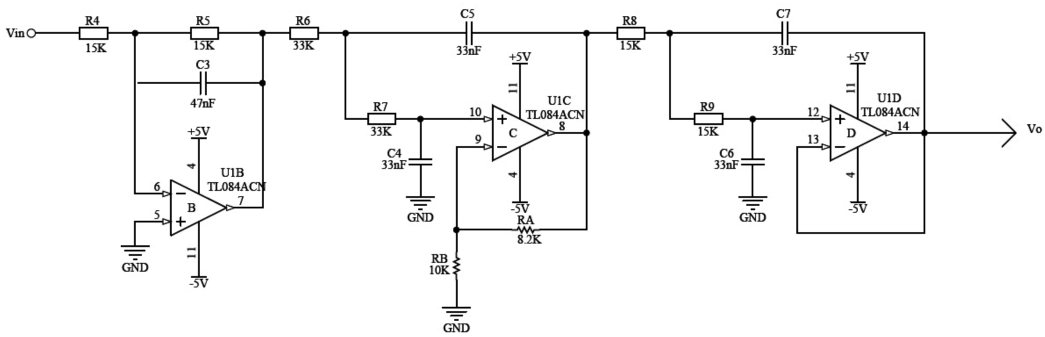


FIGURA 3.5 FILTRO PASA-BAJO ACTIVO DE 5TO ORDEN

El circuito del filtro pasa-bajo de la figura 3.5 consta de un filtro pasa-bajo de 1er orden y dos filtros pasa-bajos de 2do orden conectados en cascada, dando una atenuación total de 50dB/dec en la banda de transición.

El filtro pasa-bajo de 1er orden, conformado por el operacional U1B del chip TL084 está dado por la ecuación:

$$G(s) = \frac{R_5}{R_4} \times \frac{1}{sR_5C_3 + 1}$$

Para los otros dos filtros pasa-bajos de 2do orden haremos referencia al circuito de la figura 3.6. Este circuito representa un filtro pasa-bajo de topología Sallen-Key de 2do orden tal como se muestra a continuación:

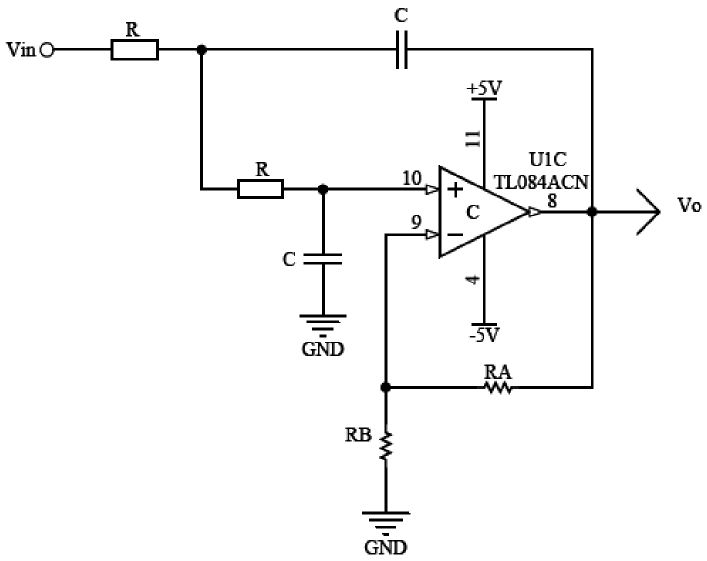


FIGURA 3.6 FILTRO PASA-BAJO DE 2do ORDEN

La ecuación de la respuesta en frecuencia asociada a este circuito está dada por:

$$G(s) = \frac{\mathrm{Vo}(s)}{Vi(s)} = \frac{A_O {\omega_O}^2}{\boldsymbol{s}^2 + \alpha\omega_O \boldsymbol{s} + {\omega_O}^2}$$

Donde:

$$\alpha = 3 - A_O$$

$$\omega_O = \frac{1}{2\pi RC}$$

El filtro pasa-bajo total de la figura 3.5 se diseñó de tal forma que presente una respuesta en la banda de paso lo más plana posible, es decir que no se produzcan rizos en toda la banda de paso (filtro Butterworth). Además se tuvo cuidado de que no se genere un pico de ganancia en el extremo entre la banda de paso y la banda de transición, para ello se estableció una ganancia en el operacional U1C de la figura 3.5 con un valor de:

$$A_O = 1 + \frac{R_A}{R_B} = 1{,}82$$

Y en el operacional U1D se tiene un valor de ganancia unitaria.

El circuito integrado utilizado para el diseño del filtro pasa-bajo es el TL084, el cual consiste en cuatro amplificadores operacionales en un solo chip. La idea de utilizar este chip es reducir al mínimo en circuitería, así como el ruido que se obtendría si tuviéramos los cuatros operacionales separados en chips diferentes.

3.1.1.5. Filtrado de la señal cardiaca contra el ruido externo

En el ambiente existen algunos tipos de ruidos los cuales pueden distorsionar la forma de onda de la señal cardiaca EKG considerablemente. A esta clase de ruido se la conoce como perturbaciones externas. Entre aquellas perturbaciones externas tenemos las siguientes:

a. Interferencia de la red eléctrica:

Consiste en señales de 60Hz y sus armónicos producido por la red eléctrica doméstica y aparatos eléctricos.

b. Ruido por contacto de electrodo:

Ruido transitorio el cual es causado por las pérdidas de contacto entre el electrodo y la superficie de la piel.

c. Ruido electromagnético RFI:

Esta clase de ruido se produce por la interferencia de las señales RFI del medio ambiente en el dispositivo electrocardiógrafo.

d. Artefactos de movimientos:

Esta clase de ruido se debe a los cambios transitorios de la señal EKG, causados por cambios en la impedancia electrodo-piel debido al movimiento del electrodo. La causa más usual de este tipo de ruido son las vibraciones o movimientos del sujeto.

e. Contracción muscular:

Las señales resultantes de la contracción muscular están en el rango de los microvoltios y por lo general son insignificantes.

f. Desplazamiento de línea base por la modulación de amplitud de EKG debido a la respiración:

La respiración produce un desplazamiento de la línea base de la señal EKG, su magnitud está en un rango de un 15% de la amplitud pico-pico de una señal EKG y el rango de frecuencia está entre 0.15Hz a 0.3Hz (20).

De entre los tipos de ruidos mencionados anteriormente los más significativos son aquellos causados por la red eléctrica: luces, equipos eléctricos, cableado, etc. y el ruido electromagnético (RFI). Para el ruido causado por la red eléctrica de 60Hz la solución es implementar un circuito de filtro rechaza-banda (Notch), el análisis de este tipo de ruido se detalla en el siguiente apartado.

Para el diseño de ***filtros RFI*** La mejor solución práctica es proveer atenuación RF delante de la entrada del amplificador de instrumentación usando un filtro pasa-bajo diferencial. El filtro necesita hacer dos cosas: remover tanto como sea posible la energía RF de las líneas de entradas preservando el balance AC entre cada línea y tierra (común), y mantener una impedancia de entrada suficientemente alta a lo largo de todo el rango del ancho de banda para evitar cargar la fuente de señal.

En la figura 3.7 se muestra una versión simplificada de un circuito RFI. Esta figura muestra que el filtro forma un circuito puente, cuya salida aparece a través de los pines de entrada del amplificador de instrumentación. Debido a esto cualquier incompatibilidad entre las constante de tiempo de $\mathrm{C_{1a}/R_{1a}}$ y $\mathrm{C_{1b}/R_{1b}}$ desbalanceará el puente y reducirá la alta frecuencia de rechazo en modo común. Por consiguiente, las resistencias $\mathrm{R_{1a}}$ y $\mathrm{R_{1b}}$ y los capacitores $\mathrm{C_{1a}}$ y $\mathrm{C_{1b}}$ deberán ser siempre iguales.

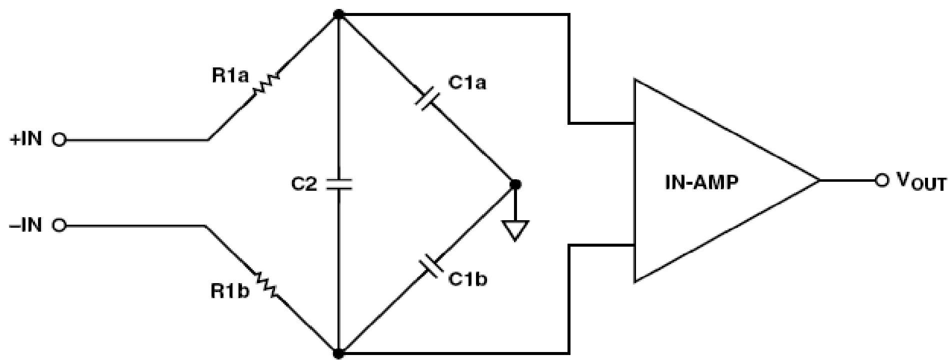


FIGURA 3.7 CIRCUITO RFI GENERAL PARA IN-AMP

En la figura 3.7 C_2 es conectada a través de la salida del puente tal que C_2 está efectivamente en paralelo con la combinación serie de C_{1a} y C_{1b}. Conectada de esta manera C_2, se reduce cualquier error CMR en AC. Cabe recalcar que el filtro no afecta el CMR en DC (21).

El filtro RFI tiene dos diferentes anchos de banda: en *modo diferencial* y en *modo común*. El ***ancho de banda diferencial*** define la respuesta de frecuencia del filtro con una señal de entrada diferencial aplicada entre las dos entradas del circuito: +IN y –IN. Esta constante de tiempo RC es establecida por la suma de dos resistencias de entrada de igual valor (R_{1a}, R_{1b}), junto con la capacitancia diferencial, la cual es C_2, en paralelo con la combinación serie de C_{1a} y C_{1b}.

El *ancho de banda diferencial en -3dB* del filtro RFI es igual a:

$$BW_{dif} = \frac{1}{2\pi R_1(2C_2 + C_1)}$$

El ***ancho de banda en modo común*** define que una señal RF en modo común es vista entre las dos entradas y tierra. Es muy importante darse cuenta de que C_2 no afecta al ancho de banda de la señal RF de entrada de modo común. El ancho de banda en modo común está dado por la impedancia en paralelo de las dos redes RC (R_{1a}/C_{1a} y R_{2a}/C_{2a}) a tierra.

El *ancho de banda en modo común en -3dB* del filtro RFI es igual a:

$$BW_{CM} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

Circuito RFI para la serie AD620

La figura 3.8 es un circuito para amplificadores de instrumentación tales como el AD620. El ancho de banda diferencial en -3dB es de aproximadamente

400Hz mientras que el ancho de banda en modo común en -3dB es 39KHz (18; 21).

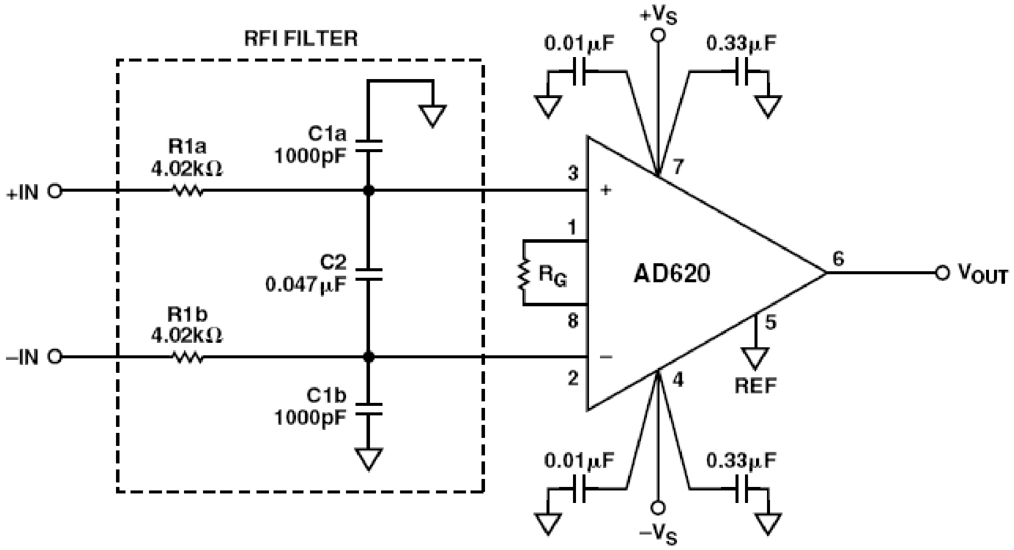


FIGURA 3.8 CIRCUITO RFI PARA EL AD620

3.1.1.6. Filtro Notch o de muesca

El ruido generado por la red eléctrica a frecuencias de 60Hz es una de las perturbaciones que más afectan a la forma de la señal cardiaca, de tal manera que esta se pierde por completo. Para solucionar este problema existen un tipo de filtro conocido como filtro rechaza-banda o Notch, el cual atenúa un rango de frecuencia establecido por el diseñador del filtro.

Para el diseño del módulo EKG no se implementó físicamente ningún tipo de filtro rechaza-banda. Por consiguiente lo que se realizó fue introducir al computador la señal cardiaca con todo y ruido de 60Hz, para posteriormente filtrarla por software mediante Simulink con el bloque "*Analog Filter Design*". Mediante el filtrado rechaza-banda por software se logró un módulo EKG lo más versátil posible tanto en tamaño y costo como en simplicidad.

En la figura 3.9 se muestra uno de los bloques disponibles en Simulink para el diseño de filtros. El filtro requerido es un filtro rechaza-banda en un rango de frecuencia de 56 a 64Hz. Los parámetros configurables en este tipo filtro son:

- ❑ Método de diseño: Butterworth
- ❑ Tipo de filtro: rechaza-banda
- ❑ Orden del filtro: 5 orden
- ❑ Frecuencia pasa-banda más baja: 56Hz
- ❑ Frecuencia pasa-banda más alta: 64Hz

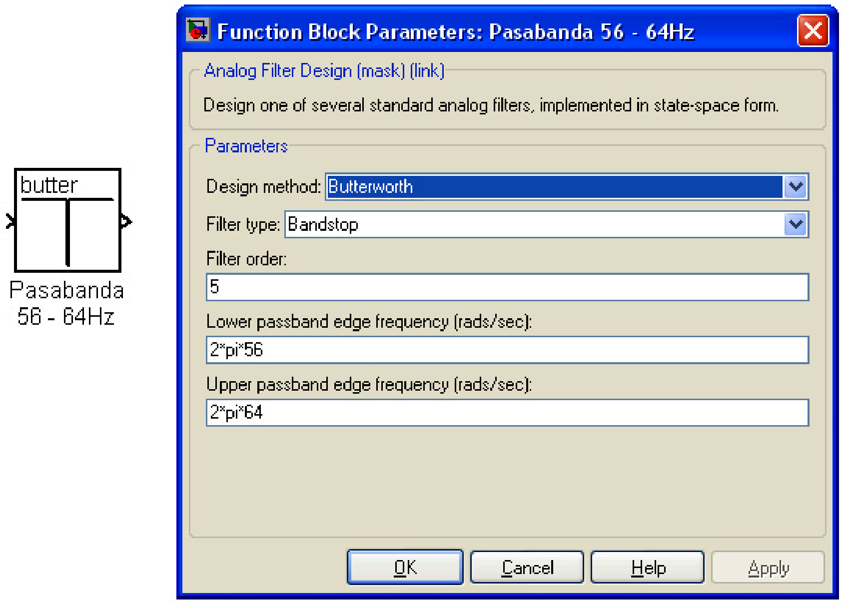


FIGURA 3.9 BLOQUE Analog Filter Design DE SIMULINK

3.1.2. Acoplamiento de la señal EKG a través del puerto de audio del computador

La adquisición de la señal cardiaca a través del módulo EKG se realiza mediante el puerto de entrada de audio de la computadora (plug rosado), por ello no se requiere de ningún tipo de sistema de adquisición de señales adicional, debido a que aquel sistema lo constituye la tarjeta de audio de la computadora.

Para poder introducir aquella señal cardiaca mediante el puerto de entrada de audio de la computadora se requiere cubrir ciertas especificaciones técnicas.

3.1.2.1. Adaptación de la señal EKG como señal de audio

Antes de introducir señales de voltaje al puerto de entrada de audio de la computadora debe existir compatibilidad eléctrica entre aquel puerto y el módulo que genera la señal de voltaje.

Hay tres tipos de requerimientos eléctricos que son necesarios para poder adaptar la señal cardiaca al puerto de entrada de audio de la computadora:

- ❑ La ***referencia a tierra*** tanto en el módulo EKG como en el puerto de audio de la computadora debe ser la misma.
- ❑ Los ***niveles de voltaje de la señal cardiaca*** deben estar en el rango de -1V a +1V, que es el rango de voltaje máximo permitido en un puerto de entrada de audio de cualquier computador.

- El ***tipo de señal*** introducida al computador a través del puerto de entrada de audio de la computadora debe ser una señal AC pura, sin nivel DC.

3.1.2.2. Ancho de banda del puerto de audio del computador

Los puertos de audio de cualquier modelo de computadora manejan señales AC en el rango de ±1V, por ello es inherente el hecho de que los puertos de audio de una computadora tienen incorporado un filtro pasa-altos el cual elimina señales DC indeseable.

Se estimó mediante pruebas experimentales que la frecuencia inferior de la banda de paso de los puertos de entrada de audio de la computadora está entre 1 o 2Hz.

3.1.2.3. Limitaciones en frecuencia del puerto de audio del computador

Un efecto negativo en el filtrado DC propio de las tarjetas de audio de una computadora es que se elimina una pequeña parte de la señal cardiaca. Si hablamos de que el puerto de entrada de audio deja pasar frecuencias por encima de 1Hz y que las señales cardiacas están por encima de 0.05Hz, entonces se está perdiendo casi 1Hz de señal cardiaca, distorsionando un poco la forma de onda de la señal cardiaca auténtica.

En la figura 3.10 se muestra aquella señal cardiaca distorsionada como consecuencia del filtrado DC de la tarjeta de audio de la computadora, aunque en general la forma de onda de la señal cardiaca conserva alguna similitud con una señal cardiaca verdadera, esta no es una señal cardiaca correcta.

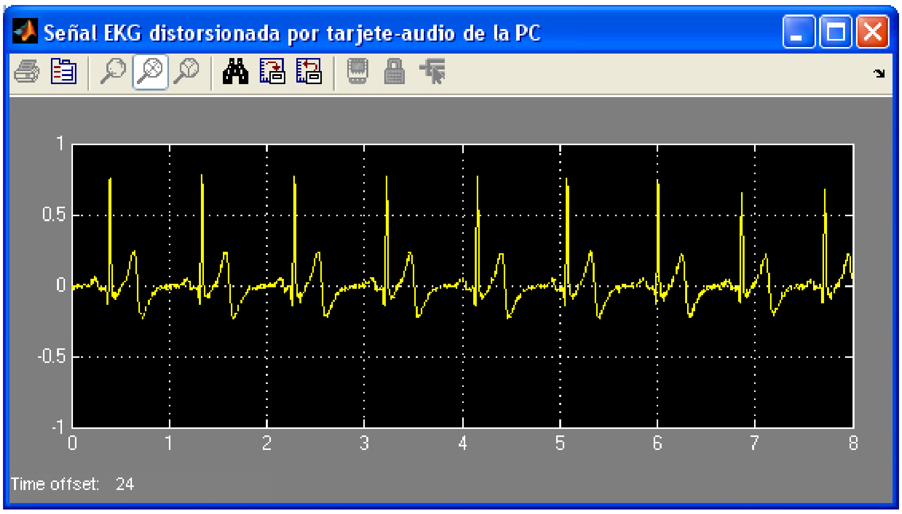


FIGURA 3.10 SEÑAL EKG DISTORSIONADA

3.1.2.4. Técnica empleada para el acoplamiento computadora-módulo EKG

Para poder realizar la adquisición de las señales cardiacas a través del puerto de entrada de audio de la computadora, sin que las limitaciones en ancho de banda de aquellos puertos afecten la forma de onda de la señal se requiere realizar ciertas mejoras. Estas mejoras consisten en llevar las señales cardiacas a una frecuencia que si es permitida en la banda de paso del filtro incorporado en la tarjeta de audio de la computadora.

La técnica empleada para mejorar el módulo EKG consiste en modular en FM por hardware la señal cardiaca alrededor de una frecuencia central $f_O = 1.75KHz$. Para ello se utilizó el chip 74HCT4046AN mostrado en la figura 3.11.

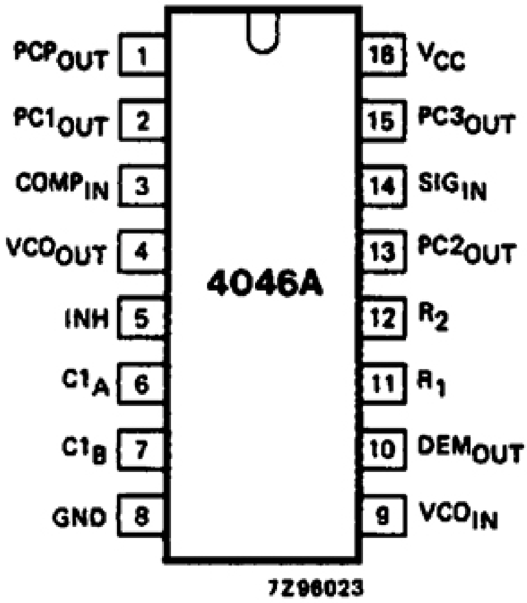


FIGURA 3.11 CHIP 74HCT4046AN

El 74HCT4046AN es un dispositivo PLL CMOS de alta velocidad y bajo consumo de potencia que abarca: un oscilador controlado por voltaje (VCO) y tres diferentes tipos de comparadores de fase. El VCO, requiere un capacitor externo entre las terminales C_{1A} y C_{1B} y un resistor R_1 o dos resistores R_1 y R_2. El resistor R_1 y el capacitor C_1 determinan el rango de frecuencia del VCO, mientras que el resistor R_2 habilita al VCO para tener una frecuencia de offset si esta es requerida (22).

En la figura 3.12 se muestra el diagrama funcional del 74HCT4046AN

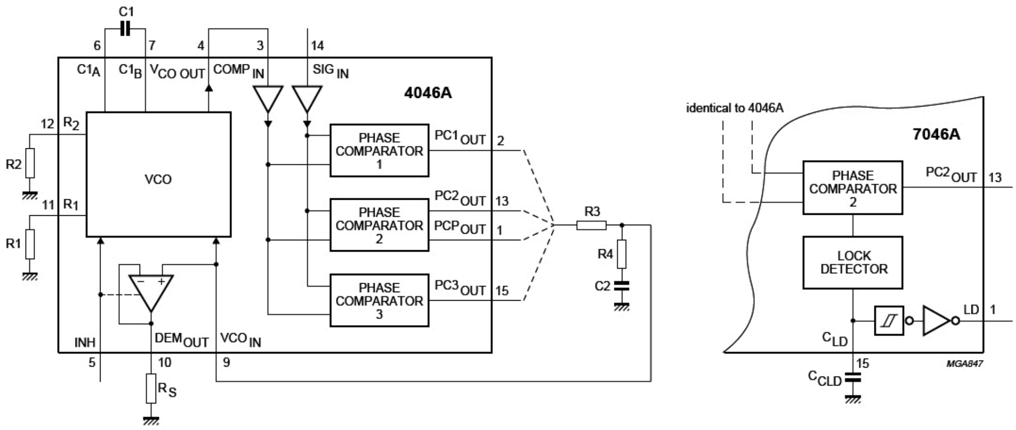


FIGURA 3.12 DIAGRAMA FUNCIONAL DEL 74HCT4046AN

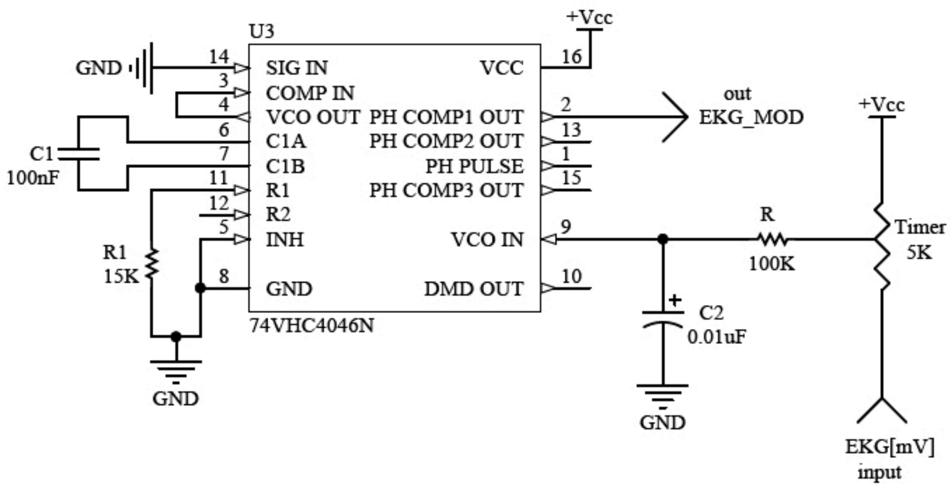


FIGURA 3.13 CIRCUITO MODULADOR FM PARA SEÑALES EKG

En la figura 3.13 se aprecia el circuito que permite adquirir la señal cardiaca a través del puerto de entrada de audio de la computadora. Este circuito es la mejora del módulo EKG original.

3.1.2.5. Resultado de la construcción del módulo EKG

En la figura 3.14 se muestra la señal cardiaca de un paciente, adquirida de dos maneras diferentes: la gráfica superior es la señal cardiaca que se adquirió introduciéndola directamente del módulo EKG a través del puerto de entrada de audio de la computadora, previamente adaptada; mientras que la gráfica inferior es la señal cardiaca del mismo paciente pero introducida mediante un modulador FM implementado físicamente con el 74HCT4046AN.

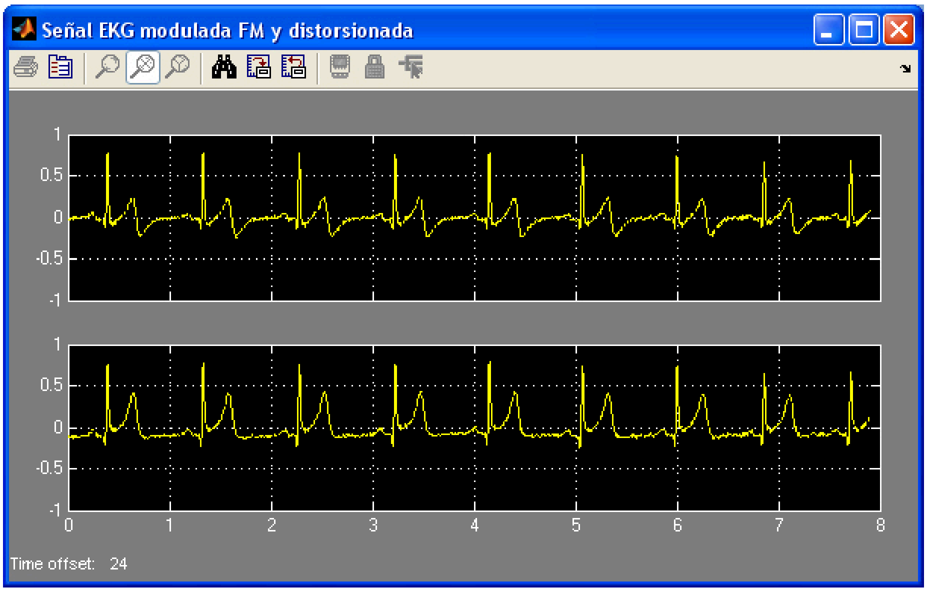


FIGURA 3.14 RESULTADOS DE LA SEÑAL EKG ADQUIRIDA

Como se observa en la figura 3.14, el efecto de que el filtro DC de la tarjeta de audio de la computadora elimina la porción inferior en frecuencia del ancho de banda de la señal cardiaca (0.05Hz-1Hz), es la generación de una perturbación por debajo de la línea base de la señal cardiaca. Otra consecuencia negativa de este método de adquisición de señales cardiacas, es que la amplitud de la misma depende del nivel de volumen que la computadora disponga en ese momento, por lo tanto esto complicaría la estandarización de la amplitud de las señales EKG.

Sin embargo introduciendo la señal cardiaca a través de un modulador FM, donde la amplitud de la señal EKG depende de las variaciones en frecuencia de una señal modulada; se elimina el inconveniente de que la amplitud dependa del nivel de volumen de la computadora. En esta situación solo la ganancia propia del módulo EKG determinará la ganancia de la señal cardiaca.

3.2. Herramientas empleadas para el diseño del modelo de transmisión a través de la red celular

Para el diseño del modelado del sistema de transmisión de señales cardiacas a través de la red celular se emplearon modernas herramientas de desarrollo, las cuales permitieron la simulación tanto para la parte analógica del sistema como para la transmisión. Las herramientas (software) utilizados fueron: Pspice versión 9.2.2 y Simulink R2007a versión 6.6 de MATLAB 7.4.0.[4]

3.2.1. Análisis y simulación del circuito analógico con Pspice

Para el desarrollo del módulo EKG se realizaron una serie de análisis teóricos y diseños a través de simulaciones. Para ello se empleó una herramienta de simulación electrónica muy utilizado en simulaciones de circuitos electrónicos: Pspice.

Entre los análisis realizados con Pspice están: diseño de la etapa de instrumentación con el AD620 (figura 3.15), estudio del ancho de banda EKG (figura 3.16) y diseño de un filtro Notch (figura 3.17).

---

[4] *Se empleo Altium Design 6 DXP (Protel DXP) para el diseño de las placas.*

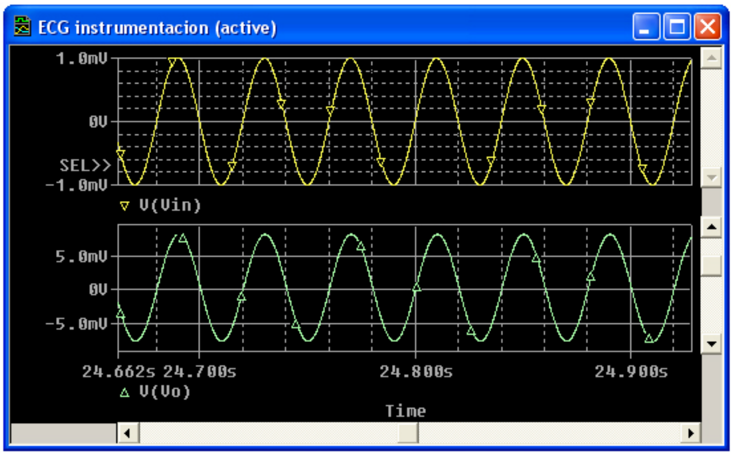


FIGURA 3.15 GANANCIA DEL IA-AMP AD620

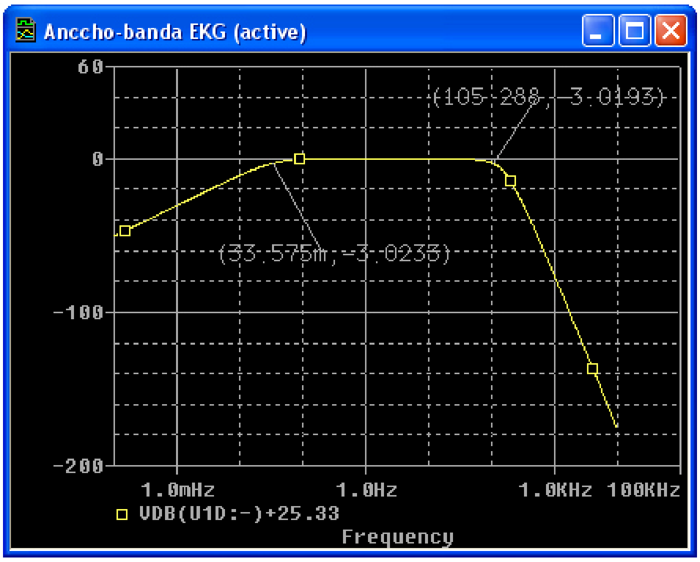


FIGURA 3.16 DISEÑO ANCHO DE BANDA EKG

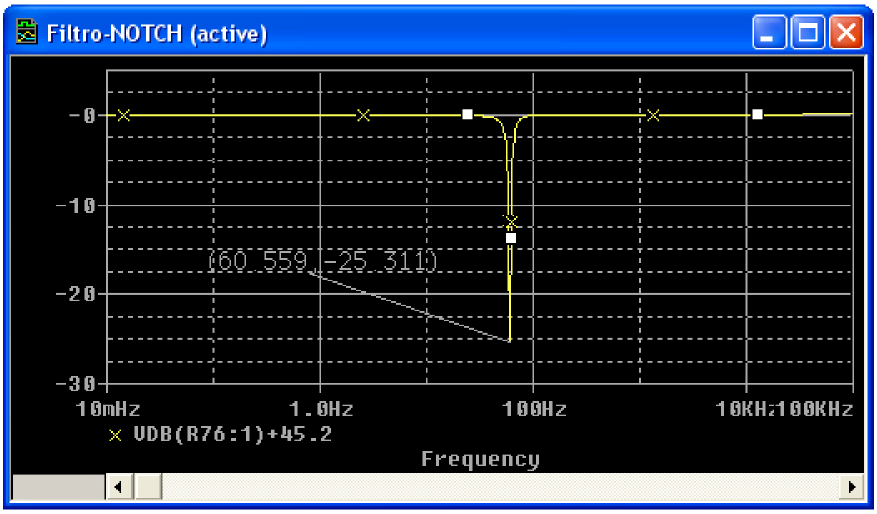


FIGURA 3.17 DISEÑO FILTRO NOTCH 60HZ

En la figura 3.18 se visualiza en conjuto el resultado del diseño de un circuito para limitar el ancho de banda de la señal cardiaca además de la eliminación del ruido de 60Hz. Aunque el filtro Notch no se implementó físicamente, el análisis de este permitió obtener buenos resultados en el diseño del mismo mediante software.

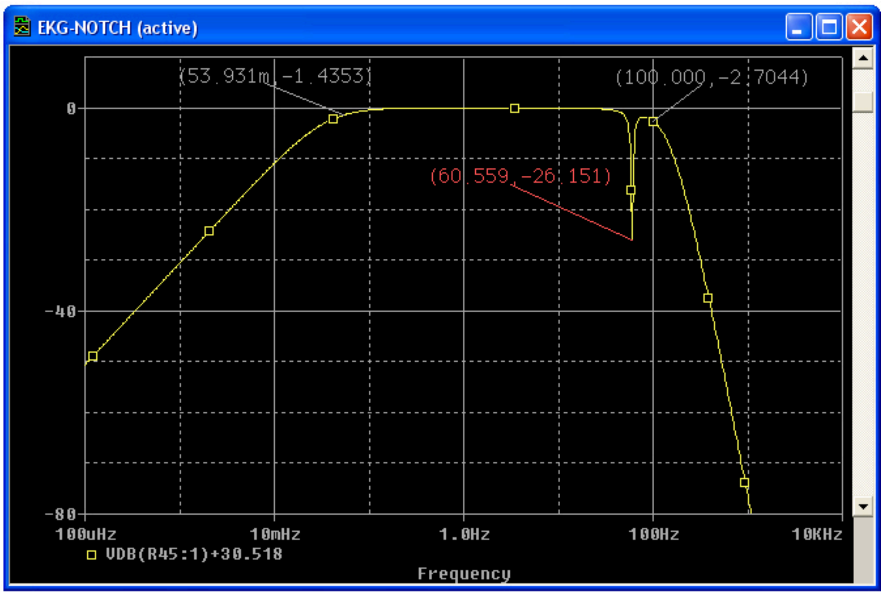


FIGURA 3.18 DISEÑO BW EKG Y FILTRO NOTCH DE 60HZ

3.2.2. Simulink como herramienta para el modelado del sistema

Simulink es una poderosa herramienta utilizada para el modelado de sistemas y procesos de diversas categorías. Esta herramienta se aplica a casi todas las ciencias e ingenierías, debido a la amplia variedad de bloques funcionales con las que cuenta en su librería, incluyendo lo que es análisis y procesamiento de audio y comunicaciones. Estas razones y otras más justifican la utilización de Simulink como herramienta para el modelado del sistema de transmisión de señales cardiacas a través de la red celular.

Se diseñó dos tipos de aplicaciones en Simulink para el modelado del sistema: una aplicación para la estación remota y la otra para la estación base.

3.2.2.1. Aplicación en la estación remota

La aplicación remota es el software desarrollado en Simulink mediante el cual se leen las señales cardiacas del módulo EKG. Esta aplicación se encarga de realizar un tratamiento adecuado a la señal a través del procesamiento y modulación de la misma, posteriormente se almacena dos tipos de archivo de audio: la señal cardiaca EKG y el audio modulado EKG el cual es el audio a transmitir como voz durante una llamada.

La señal EKG también puede ser visualizada con esta aplicación.

En la figura 3.19 se visualiza la aplicación utilizada en el lado del paciente, el modelo funcional para esta aplicación es el siguiente: ingresa audio EKG a través del puerto de entrada de audio de la computadora, se realiza el tratamiento requerido y luego sale el audio modulado a través de uno de los puertos de salida de audio de la computadora listo para acoplarse al celular.

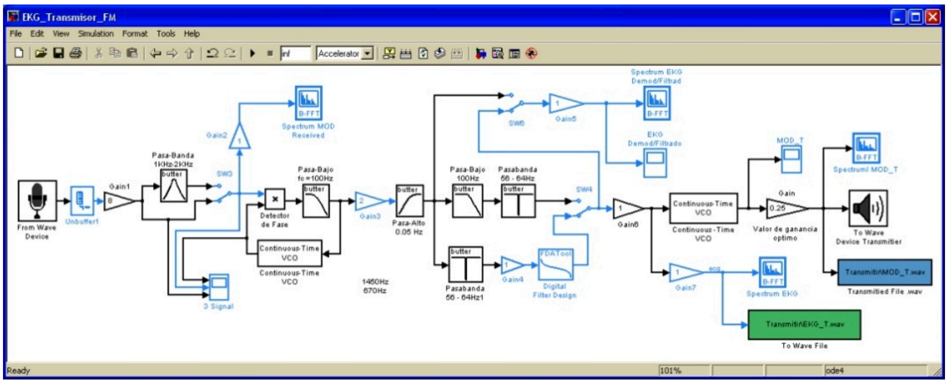


FIGURA 3.19 APLICACIÓN EN LA ESTACIÓN REMOTA

La aplicación de la estación remota interactúa tanto con el modulo EKG como con el celular, esto no significa necesariamente que sea indispensable utilizar la aplicación para transmitir la señal cardiaca a través de la red celular, puesto que simplemente se puede utilizar un reproductor de audio para reproducir el audio que se creó con la aplicación transmisora, mientras se establece la llamada con la estación base, transmitiendo de esta manera la señal cardiaca.

3.2.2.2. Aplicación en la estación base

La aplicación de la estación base es la encargada de recibir la voz de la llamada celular establecida entre las estaciones base y remota a través del puerto de entrada de audio de la computadora. Aquel audio (voz) es la señal cardiaca filtrada, procesada y modulada en FM a una frecuencia central de 2300Hz, por ello en esta aplicación se requiere de un demodulador apropiado diseñado bajo ciertas especificaciones, el cual permita la recuperación de la señal cardiaca adquirida en la estación remota.

También se puede obtener un registro de la señal cardiaca recibida en la estación base almacenándola como audio, en este caso Simulink maneja audio en formato WAV.

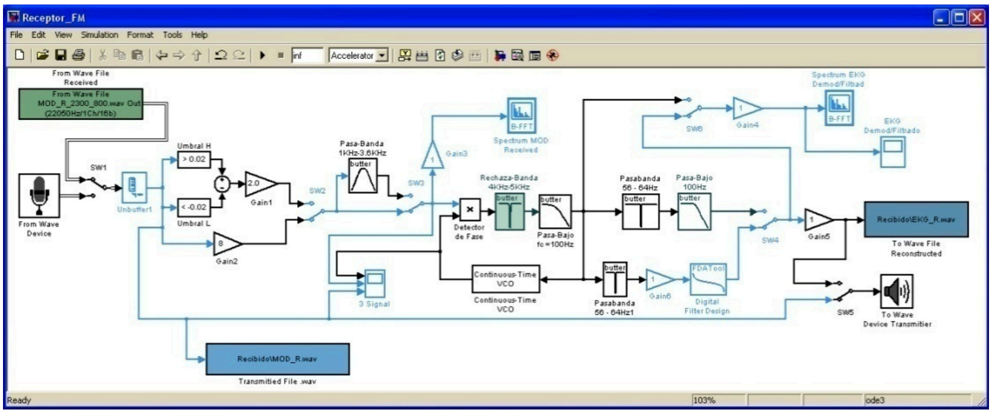


FIGURA 3.20 APLICACIÓN EN LA ESTACIÓN BASE

En la figura 3.20 se muestra la aplicación utilizada en la tesis para la recepción del audio celular y recuperación de la señal cardiaca.

3.3. Diseño de la unidad remota de tratamiento de señales biomédicas (URTSB)

La unidad remota de tratamiento de señales biomédicas (URTSB) es el nombre designado a la aplicación en la estación remota desarrollada en Simulink. Las funciones del URTSB son: adquisición de la señal cardiaca mediante el módulo EKG y su transmisión como voz (opcional). El diseño del URTSB está íntegramente basado en Simulink, en la sección siguiente se detallan los componentes modulares del mismo.

3.3.1. Componentes del URTSB

Para el diseño del URTSB se han considerado cuatro etapas modulares las cuales no siguen necesariamente un orden estrictamente secuencial; estas etapas son: etapa de procesamiento, modulación, almacenamiento y etapa de visualización.

3.3.1.1. Etapa de procesamiento

La etapa de procesamiento del URTSB está constituido por bloques de ganancia y filtrado. La ganancia permite dar un valor apropiado a la señal introducida por cualquiera de los puertos de entrada de audio de la computadora[5].

El filtrado realizado por software con Simulink tiene dos objetivos principales: permitir el paso del rango de frecuencias configurada en el modulador FM del módulo EKG, a través de un filtro pasa-banda, eliminando de esta manera los armónicos; y eliminar el ruido de la red eléctrica (60Hz). En la figura 3.21 se visualiza la etapa de procesamiento.

---

[5] *En Simulink el puerto de entrada de audio de la computadora es representado por el bloque From Wave Device.*

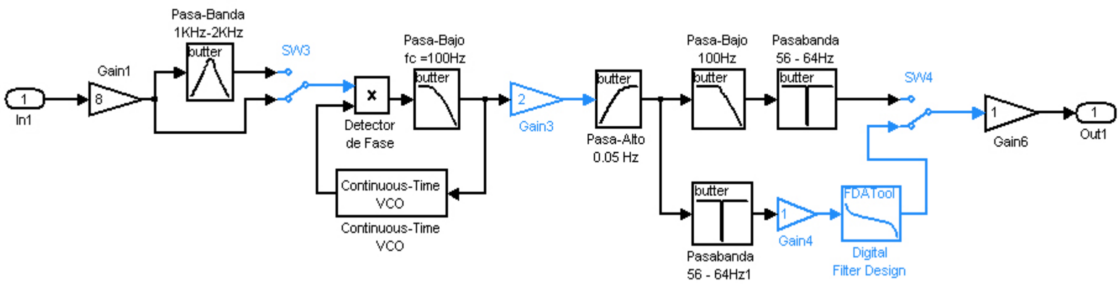


FIGURA 3.21 ETAPA DE PROCESAMIENTO

3.3.1.2. Etapa de modulación

La etapa de modulación es el proceso mediante el cual se convierte la señal cardiaca en una señal modulada FM, cuya frecuencia oscila alrededor de una frecuencia central de 2300Hz. Esta etapa lo constituye un bloque VCO (*Continuous-Time VCO*). La figura 3.22 muestra esta etapa.

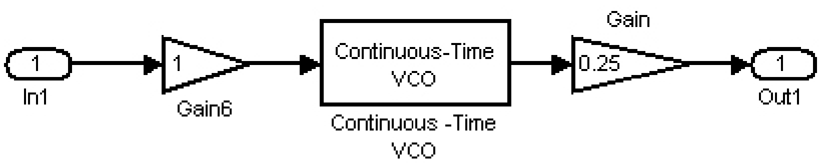


FIGURA 3.22 ETAPA DE MODULACIÓN

3.3.1.3. Etapa de almacenamiento

En esta etapa es donde se almacenan dos registros de audio con respecto a la señal cardiaca: el EKG_T.wav y el MOD_T.wav.

El ***EKG_T.wav*** es un archivo de audio de la señal cardiaca en formato .WAV, este archivo no es audible debido a que el rango de frecuencia está entre 0.05Hz-100Hz sin embargo puede ser visualizada en la etapa de visualización.

El archivo **MOD_T.wav** es un archivo de audio modulado en FM de la señal EKG que contiene información cardiaca. Este archivo si es audible, su frecuencia está alrededor de 2300Hz y además es este el audio que se transmitirá como voz mediante una llamada celular.

En la figura 3.23 se muestra los bloques para el almacenamiento de audio.

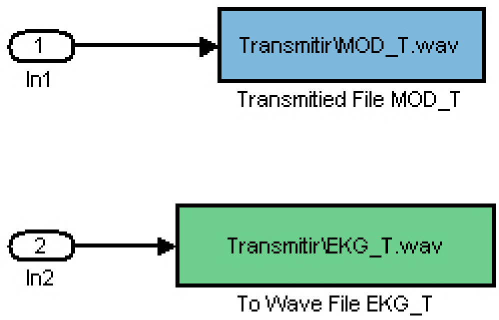


FIGURA 3.23 ETAPA DE MODULACIÓN

3.3.1.4. Etapa de visualización

La última etapa en el diseño del URTSB lo conforma la etapa de visualización. A través de esta etapa podemos observar la señal cardiaca adquirida mediante el módulo EKG, permitiendo al paciente o usuario remoto monitorear localmente la adquisición y controlar las conexiones del paciente al módulo, si hubiera algún tipo de problema.

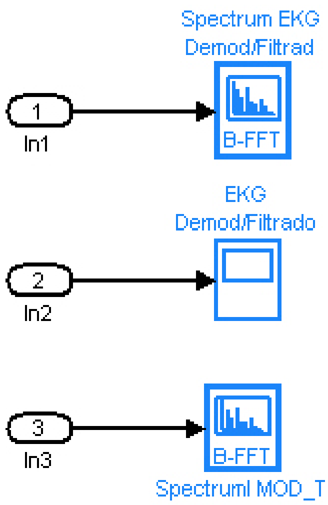


FIGURA 3.24 ETAPA DE VISUALIZACIÓN

La etapa de visualización permite observar primordialmente tres tipos de graficas: la señal cardiaca, el espectro en frecuencia de la señal cardiaca y el espectro en frecuencia de la señal modulada FM. En la figura 3.24 se muestran los bloques de Simulink utilizados para tal fin.

3.4. Celular transmisor y sus especificaciones

El celular transmisor es el equipo que permite la transmisión de señales cardiacas a través de la red celular. El acoplamiento entre el celular transmisor y la computadora se realiza a través de "*los manos libres del celular"* con ciertas adaptaciones en el extremo que se conecta a la computadora (salida de audio de la computadora).

El nivel de la señal de voltaje que viaja por "*los manos libres del celular"* está restringido por el nivel máximo permitido en los puertos entrada y/o salida de audio de la computadora (±1V). El celular acepta sin ninguna complicación aquellos niveles de voltaje, sin embargo se recomienda trabajar con la cuarta parte del nivel máximo permitido.

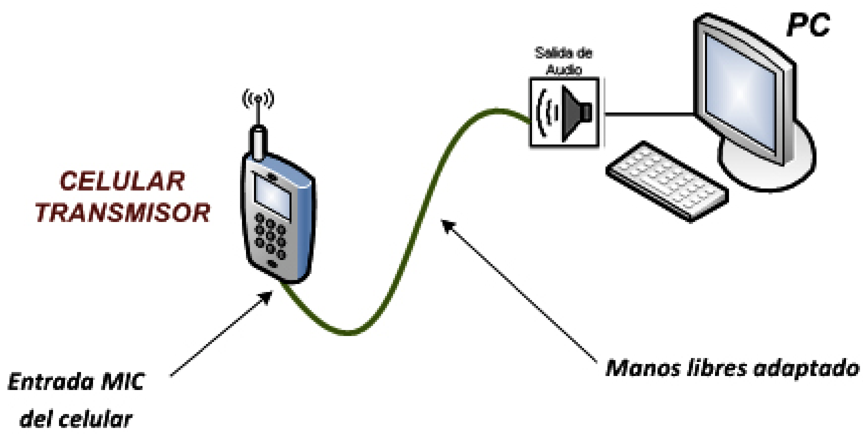


FIGURA 3.25 CONEXIÓN CELULAR-COMPUTADOR

En cuanto a marcas o modelos del celular, no existe ningún tipo de restricción, el sistema puede operar con cualquier modelo de celular siempre y cuando este cumpla con el único requerimiento esencial: *realizar una llamada.* La figura 3.25 muestra la conexión entre el celular y la computadora.

CAPÍTULO 4

4. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE LA ESTACIÓN BASE

4.1. Diseño de la unidad maestra de tratamiento de señales biomédicas (UMTSB)

La unidad maestra de tratamiento de señales biomédicas (UMTSB) es el nombre designado a la aplicación implementada en la estación base. Esta aplicación fue desarrollada íntegramente en la plataforma de Simulink y sus funciones principales son:

- ❑ Recepción de la información cardiaca a través de la llamada celular.
- ❑ Recuperación de la información cardiaca contenida en la señal de voz transmitida durante la llamada celular.
- ❑ Almacenamiento de señal cardiaca recuperada en formato audible.
- ❑ Visualización para el respectivo diagnóstico por parte del médico.

A continuación se detallan los componentes modulares de la unidad maestra de tratamiento de señales biomédicas (UMTSB).

4.1.1. Componentes del UMTSB

Para el diseño del UMTSB se han considerado cinco etapas las cuales no siguen necesariamente un orden estrictamente secuencial.

Las etapas del UMTSB son:

- ❑ Etapa de acondicionamiento
- ❑ Etapa de demodulación
- ❑ Etapa de procesamiento
- ❑ Etapa de almacenamiento
- ❑ Etapa de visualización

4.1.1.1. Etapa de acondicionamiento

La señal modulada FM recibida en la estación base debe ser debidamente acondicionada, para de esta forma permitirle al demodulador recuperar una señal cardiaca sin excesivo ruido en la línea de base.

El acondicionamiento se basa en la aplicación de un nivel de ganancia óptimo a la señal, el cual permita que el demodulador trabaje de manera eficiente.

El rango adecuado de ganancia se encuentra entre 6 y 10.

Finalmente, el filtro pasa-banda es utilizado para eliminar los armónicos producidos durante la transmisión. En la figura 4.1 se presenta la etapa de acondicionamiento.

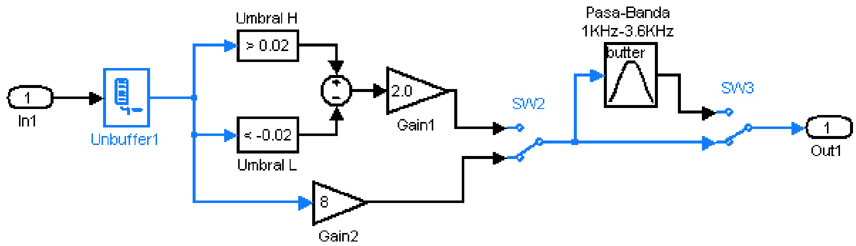


FIGURA 4.1 ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO

4.1.1.2. Etapa de demodulación

La etapa de demodulación es el procedimiento mediante el cual se recupera la señal cardiaca de la señal recibida en la estación base. Esta etapa se encuentra constituida por un sistema similar al de un PLL y sus partes principales son: el detector de fase, el filtro pasa-bajo, el filtro rechaza-banda y el oscilador controlado por voltaje (VCO). La figura 4.2 muestra esta etapa.

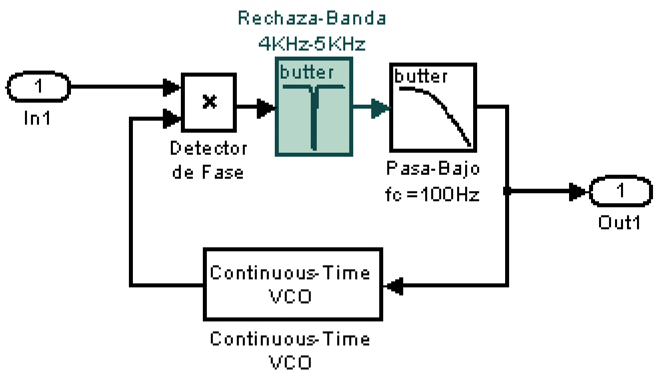


FIGURA 4.2 ETAPA DE DEMODULACIÓN

4.1.1.3. Etapa de procesamiento

La etapa de procesamiento está constituida por bloques de filtrado encargados de eliminar el ruido de la señal demodulada.

La señal que se obtiene del demodulador presenta problemas debido al ruido de 60Hz y a los armónicos, para superar este inconveniente se diseñaron filtros cuyo funcionamiento elimina por completo estos problemas.

La señal que se obtiene en esta etapa es la señal cardiaca original.

La figura 4.3 muestra el diseño de esta etapa. Se presentan dos modelos de filtro pasa-bajo: analógico y digital.

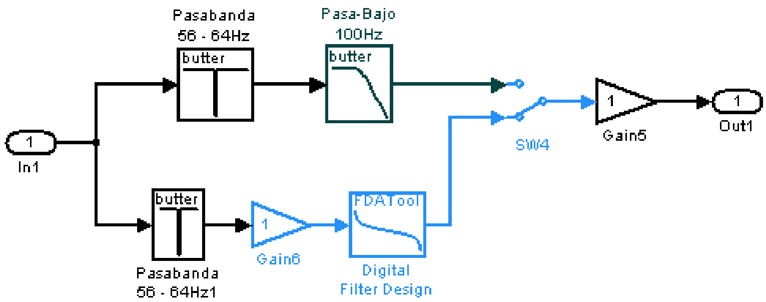


FIGURA 4.3 ETAPA DE PROCESAMIENTO DEL UMTSB

4.1.1.4. Etapa de almacenamiento

En esta etapa se almacenan dos registros de audio en formato WAV. Estos registros o archivos de audio son los siguientes: el MOD_R.wav y el EKG_R.wav.

El ***MOD_R.wav*** es el archivo de la señal modulada FM recibida en la estación base mediante el celular receptor durante el establecimiento de la llamada celular. Esta señal modulada contiene la información de la señal cardiaca original adquirida en la estación remota.

La señal cardiaca original será recuperada mediante el funcionamiento de las etapas de acondicionamiento, demodulación y finalmente la de procesamiento.

El ***EKG_R.wav*** es un archivo de audio de la señal cardiaca original recuperada gracias al correcto funcionamiento del UMTSB. Este archivo puede ser analizado por el médico a través de la etapa de visualización.

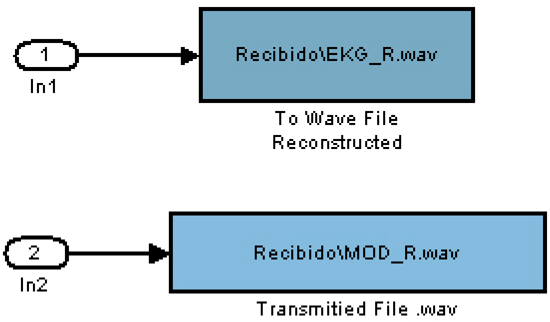


FIGURA 4.4 ETAPA DE ALMACENAMIENTO DEL UMTSB

4.1.1.5. Etapa de visualización

La última etapa en el diseño del UMTSB la conforma la etapa de visualización. A través de esta etapa podemos observar la señal cardiaca original recuperada mediante el funcionamiento de las tres primeras etapas del UMTSB.

La visualización de la señal cardiaca le permitirá al médico realizar un monitoreo de la actividad cardiaca de un determinado paciente, permitiendo de esta manera realizar un diagnóstico adecuado.

En esta etapa podemos observar tres tipos de gráficas: la señal cardiaca original (recuperada), el espectro en frecuencia de la señal modulada FM recibida en la estación base mediante el celular receptor y finalmente el espectro en frecuencia de la señal cardiaca original (recuperada).

En la figura 4.5 se muestran los bloques de Simulink utilizados para la etapa de visualización.

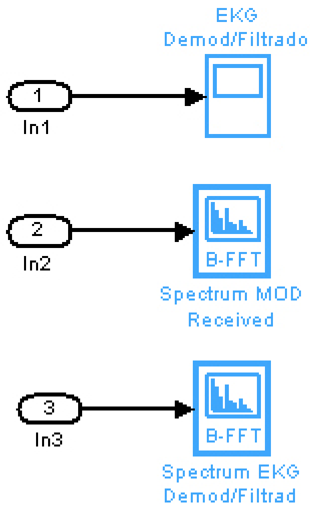


FIGURA 4.5 ETAPA DE VISUALIZACIÓN DEL UMTSB

4.2. Celular receptor y sus especificaciones

El celular receptor es el equipo que permite la recepción de las señales cardiacas a través de la red celular. El acoplamiento entre el celular receptor y la computadora se realiza a través del puerto del celular denominado "*manos libres*" y el puerto de la computadora denominado *MIC.*

El nivel voltaje de la señal que viaja del celular a la computadora se adapta perfectamente al nivel de voltaje aceptado por los puertos de entrada de la computadora.

Como se mencionó en la sección 3.4, no existe ningún tipo de restricción en cuanto a marcas o modelos del celular. Es necesario recalcar que el sistema puede operar con cualquier celular, siempre y cuando tenga la capacidad de realizar llamadas.

La figura 4.6 muestra la conexión entre el celular y la computadora en el UMTSB.

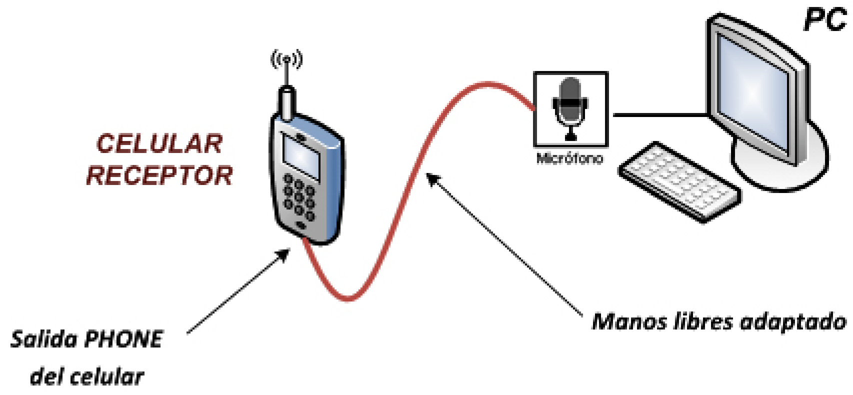


FIGURA 4.6 CONEXIÓN CELULAR-COMPUTADORA EN EL UMTSB

CAPÍTULO 5

5. PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

El desarrollo de la tesis supuso una gran inversión de tiempo y dinero, sobre todo si se tiene en cuenta que era un proyecto innovador cuyo único objetivo era proporcionar servicios médicos a personas ubicadas en lugares distantes. En la actualidad existe un sinnúmero de sectores en el Ecuador en los cuales no se tiene acceso a servicios médicos especializados como la revisión cardiaca. Si un paciente requiere realizarse un chequeo cardiaco en muchas ocasiones debe trasladarse a clínicas u hospitales en las grandes ciudades, lo cual implica pérdida de tiempo y gastos de movilización.

Mediante el desarrollo e implementación de la tesis se comprobó la factibilidad de transmitir señales cardiacas mediante el establecimiento de una llamada celular.

Luego del diseño e implementación del sistema completo se procedió a elaborar un esquema de pruebas adecuado que facilite la presentación de los resultados obtenidos.

5.1. Esquema de pruebas

El esquema de pruebas se enfocó en dos aspectos fundamentales del sistema, los cuales se presentarán en una tabla a continuación.

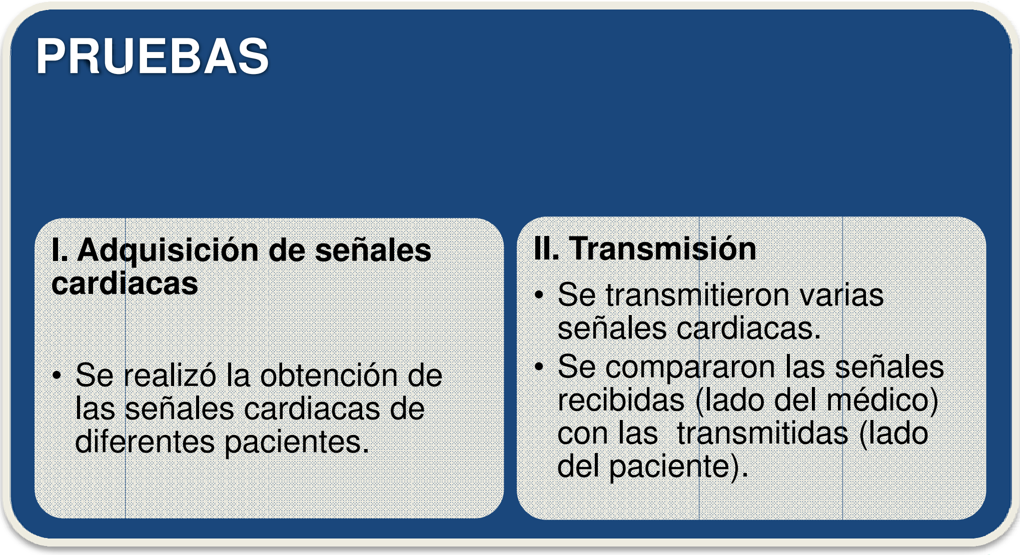


Tabla 5.1 ESQUEMA DE PRUEBAS

La esquematización además facilitó la presentación de importantes conceptos, los cuales constituirán una base fundamental para el modelo de telemedicina planteado en la tesis.

5.2. Resultados obtenidos en la etapa de implementación

A continuación mencionares los resultados tecnológicos obtenidos en cada una de las etapas que conforman el **SISTEMA DE TRANSMISIÓN DE SEÑALES CARDIACAS.** Los resultados se describirán siguiendo el esquema de pruebas mostrado anteriormente.

I. Adquisición de señales cardiacas

Se conectó el electrocardiógrafo (EKG) a varios pacientes con el objetivo de capturar sus señales cardiacas. Con estas pruebas se pudo verificar el desempeño del EKG construido.

Los pacientes se realizaron las pruebas sentados, relajados y evitando movimientos bruscos que provoquen errores en la adquisición.

FIGURA 5.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA DE UN PACIENTE

Las imágenes de las señales cardiacas de cada paciente serán presentadas a continuación.

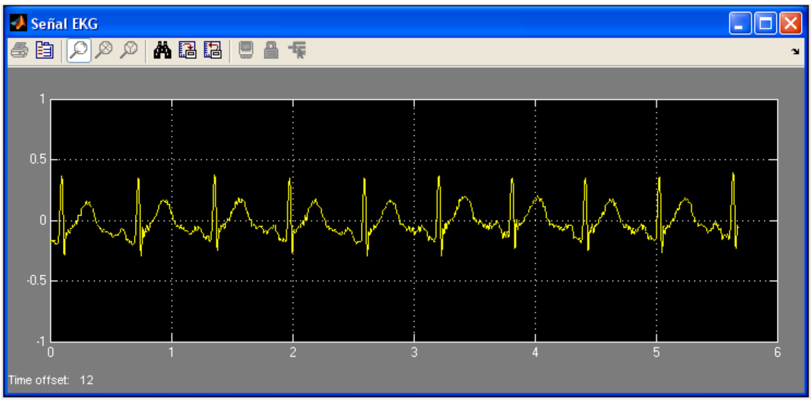


FIGURA 5.2 SEÑAL CARDIACA DEL PACIENTE A

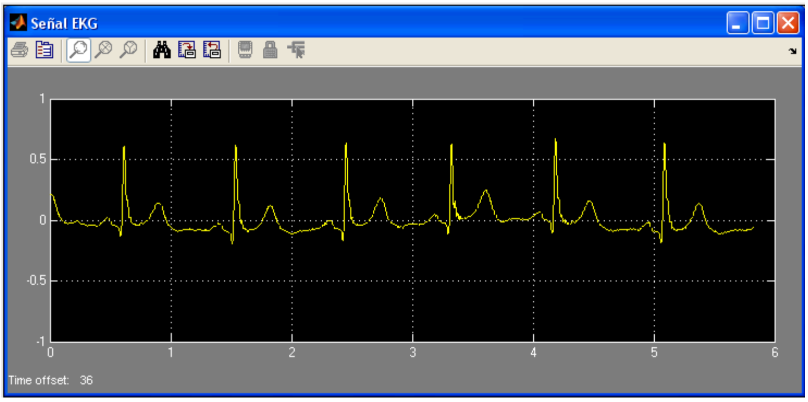


FIGURA 5.3 SEÑAL CARDIACA DEL PACIENTE B

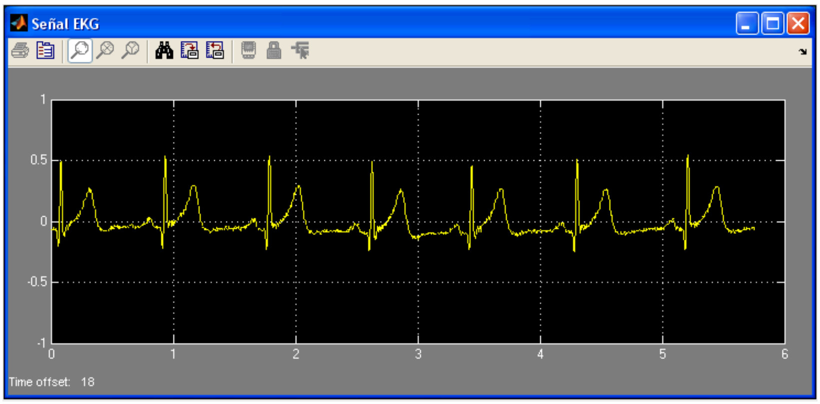


FIGURA 5.4 SEÑAL CARDIACA DEL PACIENTE C

Como se puede observar las señales de los tres pacientes se muestran claras y con bajos niveles de ruido. En ocasiones los diferentes electrocardiógrafos muestran variaciones en la línea de base de la señal cardiaca, lo cual no se presenta en el electrocardiógrafo que se diseñó en la tesis.

Las señales cardiacas obtenidas se pueden almacenar como un archivo WAV el cual puede ser transmitido con facilidad mediante diversos métodos.

Principales características del electrocardiógrafo (EKG)

- Portátil.
- Dimensiones reducidas (aproximadamente 15 x 10 x 6 cm).
- Conexión al computador a través del puerto de entrada de audio de la computadora.
- Costo reducido.
- Facilidad de uso por parte del usuario.
- Simplicidad del sistema "tan fácil como conectar un plug de audio al computador".
- Compatible con cualquier computadora gracias al tipo de conexión a la computadora.

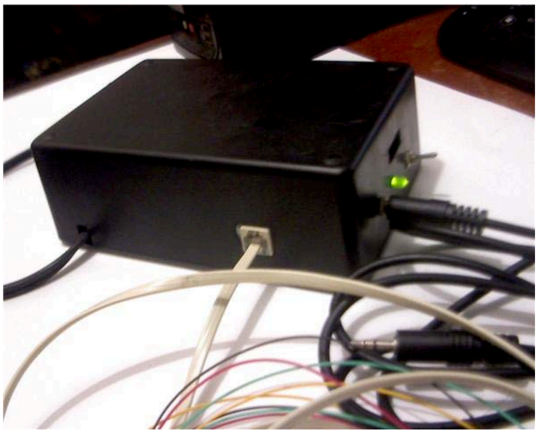


FIGURA 5.5 ELECTROCARDIÓGRAFO (EKG)

II. Transmisión

Se procedió a realizar la transmisión de la señal cardiaca de un paciente determinado (estación remota) y se realizó la comparación con la señal obtenida en el lado del médico (estación base). Esta comparación permitió establecer la calidad del sistema implementado, lo cual es uno de los factores más importantes para el desarrollo de este sistema en gran escala. Es importante mencionar que la señal cardiaca no debe sufrir alteraciones en amplitud y frecuencia, una perturbación en cualquiera de estas variables ocasionaría que el cardiólogo realice un diagnóstico erróneo.

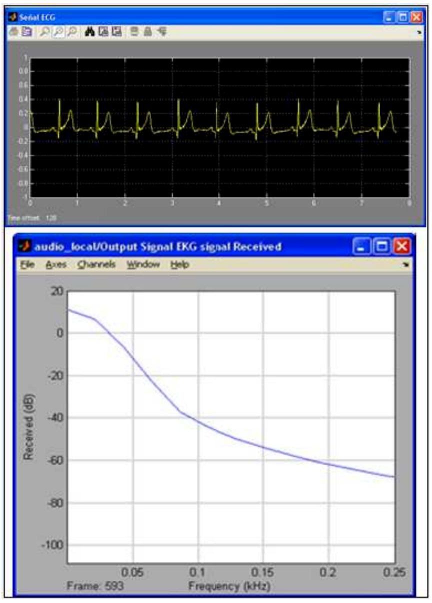


FIGURA 5.4.a SEÑAL CARDIACA TRANSMITIDA EN LA ESTACIÓN REMOTA (LADO DEL PACIENTE)

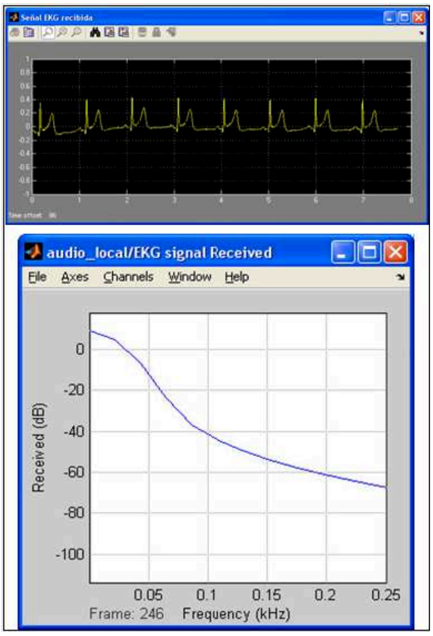


FIGURA 5.4.b SEÑAL CARDIACA RECIBIDA EN LA ESTACIÓN BASE (LADO DEL MÉDICO)

Como se puede observar en las gráficas presentadas la señal recibida no presenta diferencias significativas con respecto a la señal que se transmitió.

Durante las pruebas de transmisión se presentaron dificultades en la estabilidad del sistema debido a que las computadoras tenían problemas de procesamiento, esto era causado porque Simulink consume muchos recursos. Estas dificultades ocasionaron que se pierda sincronización en la señal recibida.

La solución para esto fue aumentar la memoria RAM de las computadoras de 1GB a 2GB. Con este cambio en las computadoras se observó que la señal cardiaca podía ser transmitida un largo tiempo sin que se presenten problemas de sincronización en la señal recibida.

Finalmente se puede verificar en las figuras 5.4 y 5.5 que la señal recibida en la estación base (lado del médico) conserva la frecuencia y nivel de voltaje de la señal transmitida en la estación remota (lado del paciente).

5.3. Proyección de costos para un prototipo experimental

Los costos del sistema se dividirán en dos partes: costos de implementación y costos de transmisión.

I. Costos de implementación

Los costos de implementación se refieren a los costos de los equipos utilizados tanto en la estación remota como en la estación base.

Estación Remota

La estación remota está constituida por tres equipos:

Electrocardiógrafo (EKG)(ver tabla 5.2)………......……….…. $ 71,86

Computadora (PC)(ver tabla 5.3)…………....…...…….… $ 700,00

Teléfono celular……………………………………………… $ 50,00

Costo total………...………………………………………. $ 821,86

Estación Base

La estación base está constituida por dos equipos:

Computadora (PC)(ver tabla 5.3)……...……...……………$ 700,00

Teléfono celular……………………………………………….$ 50,00

Costo total………………………………………………... $ 750,00

Cant.	Materiales del EKG	Precio Unit.	Precio Total
1	TL082	0,50	0,50
1	LM317T	0,40	0,40
1	LM337	0,90	0,90
1	AD620AN	4,00	4,00
1	74HCT4046	3,50	3,50
1	Pines	1,10	1,10

1	Terminales 4 pines	0,40	0,40
2	Resistencia 22K	0,06	0,12
1	Resistencia 6,8K	0,06	0,06
2	Resistencia 4,02K	0,06	0,12
1	Resistencia 470K	0,06	0,06
1	Resistencia 10K	0,06	0,06
1	Resistencia 15K	0,06	0,06
1	Resistencia 1Meg	0,06	0,06
1	Resistencia 8,2K	0,06	0,06
1	Resistencia 470K	0,06	0,06
3	Resistencia 470	0,06	0,18
1	Resistencia 330	0,06	0,06
1	Resistencia 220	0,06	0,06
1	Capacitor Ceramic 47nF	0,20	0,20
2	Capacitor Ceramic 1nF	0,30	0,60
1	Capacitor Ceramic 33nF	0,20	0,20
1	Capacitor Ceramic 10pF	0,30	0,30
1	Capacitor Ceramic 10nF	0,20	0,20
1	Capacitor electrolit no polarizado	0,20	0,20
1	Capacitor 10uF	0,20	0,20
2	Capacitor 1uF	0,20	0,40
1	Capacitor 0,1Uf	0,20	0,20
1	Led	0,30	0,30
2	zocalo 4x4	0,20	0,40
1	zocalo 8x8	0,20	0,20
1	Timer 100K	0,90	0,90
1	Timer 5K	0,90	0,90
1	Timer 20K	0,90	0,90
1	Placa de Fibra	6,10	6,10
1	Caja del Electrocardiógrafo (EKG)	6,50	6,50
1	Switch	0,40	0,40
1	Conector para fuente	1,00	1,00
1	Cable EKG	40,00	40,00
		Total:	$ 71,86

Tabla 5.2 COSTOS DE FABRICACIÓN DEL ELECTROCARDIÓGRAFO (EKG)

CARACTERÍSTICAS DE LA PC
Computadora Core 2duo 2,2GHz
Memoria RAM 2 GB
Disco Duro Sata 500GB
Precio total: **$ 750,00**

Tabla 5.3 COSTOS DE LA PC Y CARÁCTERÍSTICAS REQUERIDAS

COSTO DE IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA	
ESTACIÓN REMOTA	821,86
ESTACIÓN BASE	750,00
TOTAL	$ 1571,86

Tabla 5.4 COSTO TOTAL DE IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN DE SEÑALES CARDIACAS

I. Costos de transmisión

Para establecer una proyección de los costos de transmisión de las señales cardiacas recurrimos a las tarifas de las empresas de telefonía celular que se encuentran en el Ecuador, específicamente nos centraremos en las tarifas prepago.

Es indispensable mencionar que las tarifas del minuto celular se obtuvieron en los sitios web de cada una de las operadoras celular (válidas hasta el 31 Enero 2009).

OPERADORA CELULAR	COSTO DEL MINUTO (APROX.)($)
PORTA	0,056 (T1) – 0,168 (T2)
MOVISTAR	0,09
ALEGRO	0,09

Tabla 5.5 TARIFAS PREPAGO DE LAS OPERADORAS CELULARES

Cada señal cardiaca transmitida tendrá una duración de **tres minutos**. Se presentarán los costos anuales de transmitir la señal con una frecuencia diaria, semanal y mensual.

FRECUENCIA	MINUTOS ANUALES	TARIFAS ($) T1 – T2	COSTOS ANUALES ($)
DIARIA	1080	0,056 - 0,168	60,48 - 181,44
SEMANAL	156	0,056 - 0,168	8,736 - 26,208
MENSUAL	36	0,056 - 0,168	2,016 - 6,048

Tabla 5.6 PROYECCIÓN DE COSTOS DE TRANSMITIR CON PORTA

FRECUENCIA	MINUTOS ANUALES	TARIFA	COSTOS ANUALES ($)
DIARIA	1080	0,09	97,2
SEMANAL	156	0,09	14,04
MENSUAL	36	0,09	3,24

Tabla 5.7 PROYECCIÓN DE COSTOS DE TRANSMITIR CON MOVISTAR

FRECUENCIA	MINUTOS ANUALES	TARIFA	COSTOS ANUALES ($)
DIARIA	1080	0,09	97,2
SEMANAL	156	0,09	14,04
MENSUAL	36	0,09	3,24

Tabla 5.8 PROYECCIÓN DE COSTOS DE TRANSMITIR CON ALEGRO

Finalmente, se debe aclarar que estas tablas solo nos muestran referencias de costos que nos muestra la viabilidad de los costos del sistema, los mismos que podrán ser mejorados con planes adecuados propuestos por las operadoras.

CONCLUSIONES

1. La transmisión de señales mediante el establecimiento de una llamada celular resultó ser un procedimiento factible, gracias al cual se podrá proporcionar servicios médicos, en este caso la revisión cardiaca, a personas que se encuentran en lugares distantes con acceso limitado a hospitales o clínicas especializadas.

2. La telemedicina es una técnica que se está desarrollando en el Ecuador a fin de suplir las inmensas falencias que se tienen en cuanto a infraestructura médica, con este proyecto de tesis se logró comprobar que la implementación de la telemedicina en el Ecuador es viable en muchos aspectos.

3. El desarrollo de la telemedicina está ligado al compromiso de diversos actores sociales como las operadoras celulares, el Gobierno Nacional y los profesionales de la medicina.

   Las operadoras celulares deben, de cierta manera, contribuir a bajar los precios de los minutos celulares para proyectos que signifiquen un beneficio a la sociedad en general, como es el caso de la revisión cardiaca a distancia.

   El Gobierno por su parte debe comprometerse a mejorar la infraestructura médica del país, además de regular a las operadoras en lo que tiene que ver a la calidad de los servicios que ofrecen. Es importante mencionar que si la calidad de las llamadas es mala, la implementación de los servicios de telemedicina correría un grave riesgo, especialmente debido a que se trata de servicios en los cuales la vida de un ser humano se encuentra en riesgo.

   Los profesionales de la medicina tienen la obligación de mantenerse a la vanguardia de los avances tecnológicos que se producen. Es indispensable que combinen sus conocimientos médicos con las denominadas tecnologías de la información y comunicación (TICS), lo cual permitirá proporcionar servicios médicos de una manera más eficiente.

4. Para terminar es necesario mencionar que en esta tesis se comprobó una de las maneras en que se puede implementar la telemedicina, sin embargo en la actualidad existen una gran cantidad de tecnologías que pueden servir para este propósito.

RECOMENDACIONES

1. Durante la adquisición de la señal cardiaca, mediante el módulo EKG, el paciente debe permanecer inmóvil para evitar que se produzcan errores que originen un diagnóstico equivocado por parte del cardiólogo.

2. La colocación de los electrodos sobre el paciente debe ser la adecuada para evitar problemas en la adquisición de la señal cardiaca. En muchas ocasiones la mala colocación de los electrodos ha originado la obtención de señales cardiacas que no representan la realidad de lo que está pasando con la actividad eléctrica del corazón.

3. Cada paciente debe disponer de su propio juego de electrodos, los cuales sólo deben usarse una vez para evitar que el gel se degrade. El gel es un componente de los electrodos que facilita la adquisición de la señal cardiaca.

4. Es indispensable verificar que el módulo EKG esté correctamente conectado a la computadora. El plug del módulo EKG tiene que estar debidamente conectado al puerto del micrófono (MIC) de la computadora.

5. Un punto importantísimo para el funcionamiento del sistema es la configuración de audio de la computadora. Antes de iniciar la transmisión de la señal cardiaca, se debe configurar los puertos de entrada y de salida de audio para evitar que la señal cardiaca recibida sea errónea. En muchas ocasiones el puerto del micrófono (MIC) se encuentra apagado o con bajo nivel de sonido provocando muchas complicaciones.

6. Se recomienda verificar la comunicación celular-computadora, tanto en la estación remota como en la estación base.

7. Una vez iniciada la transmisión de la señal cardiaca se recomienda no perder la comunicación celular-computadora, ya que el sistema pierde sincronía. La pérdida de sincronía origina que la señal recibida presente un alto nivel de ruido, razón por la cual la señal debe ser descartada. Es importante mencionar que la pérdida de sincronía no se recupera al restablecerse la comunicación celular-computadora.

APÉNDICES

APÉNDICE A: DATA SHEET

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN AD620

ANALOG DEVICES

Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use
- Gain set with one external resistor
  - (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (±2.3 V to ±18 V)
- Higher performance than 3 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 μV max, input offset voltage
- 0.6 μV/°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/√Hz @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 μV p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications
- 120 kHz bandwidth (G = 100)
- 15 μs 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

CONNECTION DIAGRAM

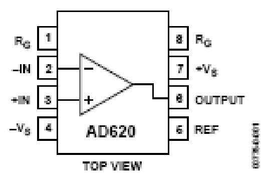


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. 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 μV max, and offset drift of 0.6 μV/°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 Superβeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/√Hz at 1 kHz, 0.28 μV p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/√Hz input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μs to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

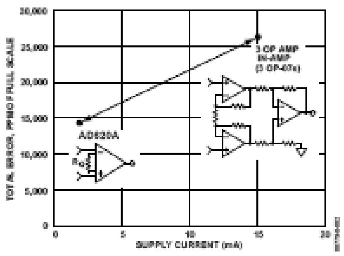


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

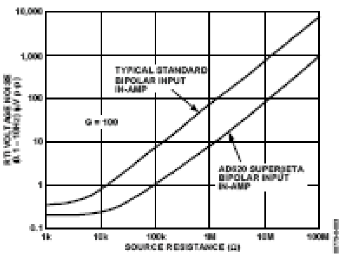


Figure 3. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700 www.analog.com
Fax: 781.326.8703

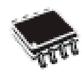
OPERACIONAL J-FET TL082

TL082
TL082A - TL082B

GENERAL PURPOSE J-FET DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^{+}) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J–FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 16V/µs (typ)

N
DIP8
(Plastic Package)



D
SO8
(Plastic Micropackage)

P
TSSOP8
(Thin Shrink Small Outline Package)

ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL082M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL082I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL082C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•
Example : TL082CD, TL082IN				

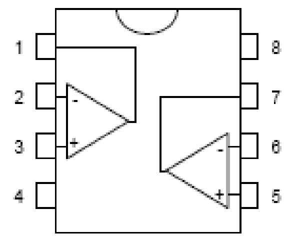
N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)
P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

DESCRIPTION

The TL082, TL082A and TL082B are high speed J–FET input dual operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J–FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset current, and low offset voltage temperature coefficient.

PIN CONNECTIONS (top view)



1 - Offset null 1
2 - Inverting input 1
3 - Non-inverting input 1
4 - V_{CC}^{-}
5 - Non-inverting input 2
6 - Inverting input 2
7 - Output 2
8 - V_{CC}^{+}

PLL 74HCT4046A

PIN DESCRIPTION

PIN NO.	SYMBOL	NAME AND FUNCTION
1	PCP_{OUT}	phase comparator pulse output
2	$PC1_{OUT}$	phase comparator 1 output
3	$COMP_{IN}$	comparator input
4	VCO_{OUT}	VCO output
5	INH	inhibit input
6	$C1_A$	capacitor C1 connection A
7	$C1_B$	capacitor C1 connection B
8	GND	ground (0 V)
9	VCO_{IN}	VCO input
10	DEM_{OUT}	demodulator output
11	R_1	resistor R1 connection
12	R_2	resistor R2 connection
13	$PC2_{OUT}$	phase comparator 2 output
14	SIG_{IN}	signal input
15	$PC3_{OUT}$	phase comparator 3 output
16	V_{CC}	positive supply voltage

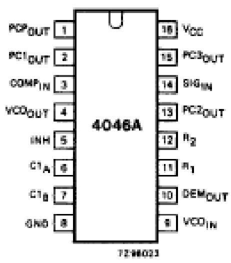


Fig.1 Pin configuration.

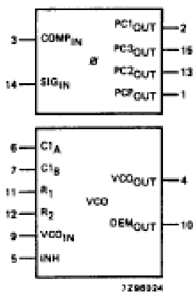


Fig.2 Logic symbol.

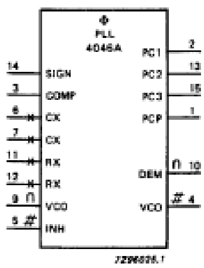


Fig.3 IEC logic symbol.

PLL 74HCT4046A

Philips Semiconductors | Product specification

Phase-locked-loop with VCO | 74HC/HCT4046A

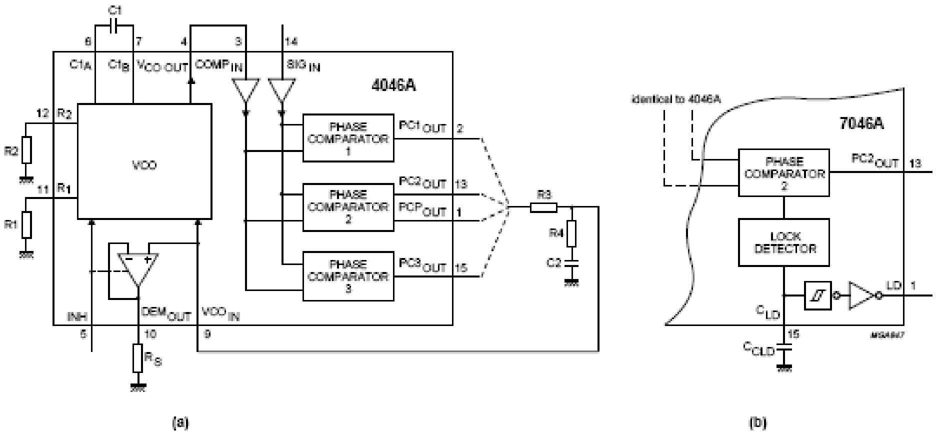


Fig.4 Functional diagram.

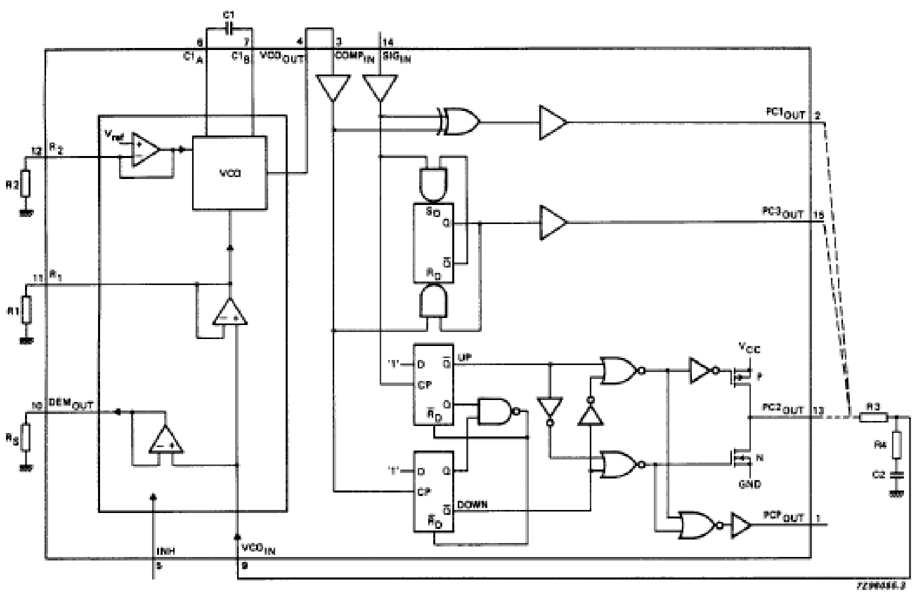
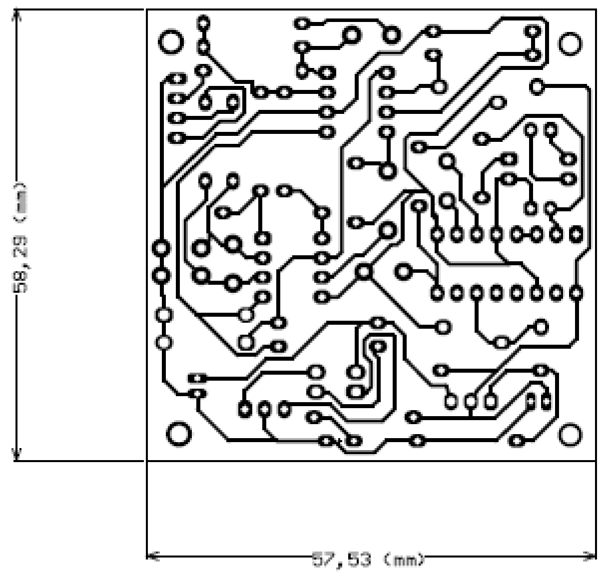
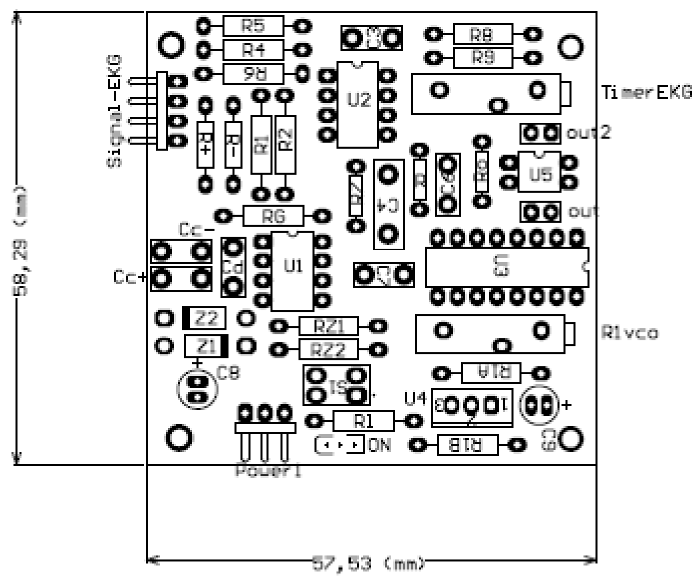


Fig.5 Logic diagram.

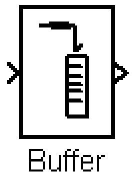
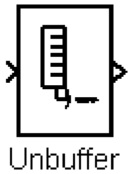
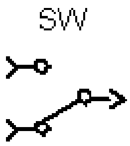
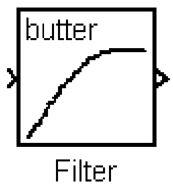
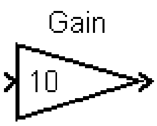
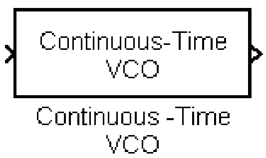
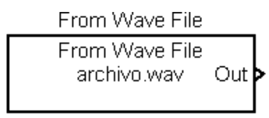
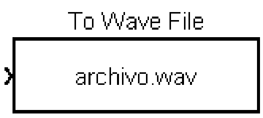
APÉNDICE B: PLACAS PCB

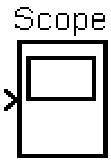
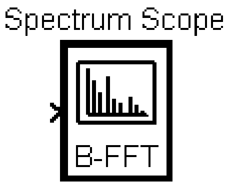
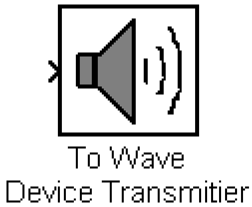
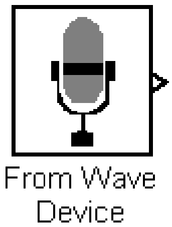
PCB DEL ELECTROCARDIÓGRAFO (EKG)





APÉNDICE C: BLOQUES DE SIMULINK

	***Bufer*** Convierte muestras escalares tramas con una velocidad de muestreo más baja.
	***Unbufer*** Convierte una trama a muestras escalares con una velocidad de muestreo más alta.
	***Switch*** Alterna entre dos posibles señales de entradas.
	***Analog Filter Design*** Bloque para Filtrar señales analógicas. Los filtros disponibles son: pasa-alto, pasa-bajo, pasa-banda y rechaza-banda.
	***Gain*** Incrementa numéricamente la señal de entrada al bloque por el valor dado.
	***Continuous-Time VCO*** Genera una señal sinusoidal cuya frecuencia depende de la señal de entrada al bloque.
	***From Wave File*** Arroja una señal almacenada en un directorio en formato .wav.
	***To Wave File*** Almacena una señal como audio .wav en un directorio especifico.

	***Scope*** Visualiza una señal en función del tiempo de manera dinámicamente.
	***Spectrum Scope*** Visualiza una señal en función de la frecuencia, es decir, el espectro de frecuencia de la señal.
	***To Wave Device*** Escribe trama de datos a un dispositivo de audio estándar de Windows en tiempo real.
	***From Wave Device*** Lee tramas de datos de audio de un dispositivo de audio estándar de Windows en tiempo real.

BIBLIOGRAFÍA

1. **Murillo, Dr. Gonzalo E. Díaz.** Acerca de: Dr. Gonzalo E. Díaz Murillo. *sitio Web del Dr. Gonzalo E. Díaz Murillo.* [En línea] 1996. [Citado el: 6 de Noviembre de 2008.] http://www.drgdiaz.com/eco/telemedicina/index.shtml.

2. **Wikimedia Foundation, Inc.** *Wikipedia La enciclopedia libre.* [En línea] 20 de Mayo de 2001. [Citado el: 7 de Noviembre de 2008.] http://es.wikipedia.org/wiki/coraz%C3%B3n.

3. **Instituto del corazón de Texas.** Acerca de nosotros: Texas Heart Institute at St. Luke's Episcopal Hospital. *sitio Web de Texas Heart Institute at St. Luke's Episcopal Hospital.* [En línea] 1996. [Citado el: 7 de Noviembre de 2008.] http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/valve_sp.cfm.

4. **©®1993-2005 Microsoft Corporation.** *"Corazón".* 2006. Biblioteca Premium Microsoft Encarta 2006.

5. **Mora Andrade, Sandra Marcela y Navarrete Mejía, Miguel Gonzalo.** Análisis y tratamiento de la señal electrocardiográfica para la detección de parámetros de

normalidad bajo la plataforma labview “ADPAN-ECG”. [Documento de Tesis]. Bucaramanga, Colombia : s.n., 2006. pág. 8-10.

6. **Castillo, EU Lic. René.** Electrocardiografía Básica. [Presentación power point]. Temuco, Chile : Universidad Santo Tomás , 2005.

7. **Alvarado Serrano, Carlos.** Análisis de la variabilidad de intervalos de tiempo del ECG. [Documento de Tesis]. 19 de Noviembre de 2001. págs. 1.2-1.25. B-4723-2003/84-688-0733-8.

8. **Acevedo, Luz Stella Torres.** Prototipo de electrocardiógrafo para las derivaciones bipolares. [Artículo publicado].

9. **Rosario, Jimmy.** *Sitio Web del Observatorio para la CiberSociedad.* [En línea] [Citado el: 7 de Noviembre de 2008.] http://www.cibersociedad.net/archivo/articulo.php?art=218.

10. **Bava, José Alberto.** Telemedicina sobre móvil IP. [Documento de Tesis]. La Plata, Argentina : s.n., 22 de Abril de 2004. págs. 19-21.

11. **II, León W. Couch.** *Sistemas de comunicaciones digitales y analogicos.* 5ta edición. s.l. : Pearson Educación, 1997. págs. 311-324.

12. **Areny, Ramón Pallás.** Sensores y acondicionadores de señal. 3ra Edición. Barcelona : Alfaomega Marcombo, 2001, págs. 137-150.

13. **Data Sheet de Analog Devices, Inc.** Analog Devices, Inc. [En línea] 2008. http://www.analog.com/en/other/militaryaerospace/ad620/products/product.html.

14. **Yapur, M.Sc. Miguel, Rodríguez, Ing. Jhovany y Gaibor, Ing. Wladimir.** [En línea] Octubre de 2005. http://www.rte.espol.edu.ec/archivos/Revista_2005/54.pdf. ISSN : 0257-1749.

15. **Álvarez, Leyda Laura, Henao, Ricardo y Duque, Edison.** Scientia et Technica Año XIII, No 37. [En línea] Diciembre de 2007. http://www.utp.edu.co/php/revistas/ScientiaEtTechnica/docsFTP/0045103-108.pdf. ISSN 0122-1701.

16. **Kitchin, Charles y Counts, Lew.** Analog Devices, Inc. *www.analog.com/inamps.* [En línea] 2006. http://www.analog.com/analog_root/static/technology/amplifiersLinear/InstrumentationAmplifiers/designersGuide.html.

17. **Philips Semiconductors.** NXP Semiconductors. [En línea] 25 de Noviembre de 1997. http://www.nxp.com/acrobat_download/datasheets/74HC_HCT4046A_CNV_2.pdf.