

TRANSMISIÓN DE ELECTROCARDIOGRAMAS A TRAVÉS DEL
CANAL DE VOZ DE LA TELEFONÍA MÓVIL PARA ESTUDIOS DE
ARRITMIAS CARDÍACAS

Autores

HÉCTOR ENRIQUE HEREDIA HERNÁNDEZ
DIEGO ALEJANDRO ROZO VANEGAS

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA
Y TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA

2017

TRANSMISIÓN DE ELECTROCARDIOGRAMAS A TRAVÉS DEL CANAL DE VOZ DE LA TELEFONÍA MÓVIL PARA ESTUDIOS DE ARRITMIAS CARDÍACAS

Trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Electrónico

Autores

HÉCTOR ENRIQUE HEREDIA HERNÁNDEZ
DIEGO ALEJANDRO ROZO VANEGAS

Director

Dr. DANIEL ALFONSO SIERRA BUENO

Codirector

Ing. JORGE EDUARDO QUINTERO MUÑOZ



UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA
Y TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
2017

AGRADECIMIENTOS

Dedicado a nuestras familias, quien día a día nos brindaron un incesante apoyo para lograr la ejecución de este proyecto. Al cuerpo directivo de nuestro trabajo de grado, guías y maestros en cada una de las etapas implementadas a lo largo de este proyecto.

Índice general

INTRODUCCIÓN	13
1. CONCEPTOS	14
1.1 EL CORAZÓN Y SU FUNCIONAMIENTO	14
1.2 ELECTROCARDIOGRAFO	15
1.3 FRECUENCIA CARDIACA	17
1.4 ARRITMIAS	18
1.5 TELEFONÍA MÓVIL	18
1.6 CALIDAD DE VOZ PARA LA TELEFONÍA MÓVIL	20
2. PLANTEAMIENTO Y DISEÑO	22
2.1 MÓDULO DE TRANSMISIÓN	22
2.1.1 Etapa de pre-amplificación:	23
2.1.2 Etapa de filtrado:	29
2.1.3 Etapa de ajuste:	37
2.1.4 Etapa de digitalización y codificación:	39
2.1.5 Etapa de modulación:	54
2.1.6 Etapa de audio:	57
2.2 MÓDULO DE RECEPCIÓN	59
2.2.1 Etapa de adecuación	60
2.2.2 Etapa de procesamiento	60
2.2.3 Etapa de presentación gráfica	61
3. PRUEBAS Y RESULTADOS	64
3.1 PRUEBAS DEL CANAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA	64
3.2 MÓDULO DE RECEPCIÓN	68
4. CONCLUSIONES	70
5. BIBLIOGRAFÍA	72
REFERENCIAS	73

Índice de figuras

1	Distribución de Tejidos conductores especializados del Corazón , <i>fuentes: [26]</i>	14
2	Ubicación de electrodos para derivaciones Bipolares , <i>fuentes: [26]</i>	15
3	Derivaciones Unipolares aumentadas, <i>fuentes: [26]</i>	15
4	Ubicación de electrodos para derivaciones Precordiales, <i>fuentes: [26]</i>	16
5	Descripción de la señal electrocardiográfica, <i>Adaptado de: [26] [1]</i>	17
6	Frecuencia cardiaca a partir de un ECG, <i>fuentes: [26]</i>	18
7	Tipos de Arritmias, <i>fuentes: [2]</i>	18
8	Velocidades de Transmisión de Datos, <i>fuentes: [21]</i>	19
9	Territorios con Cobertura móvil 2G, <i>fuentes: [21]</i>	19
10	Territorios con Cobertura móvil 3G, <i>fuentes: [21]</i>	20
11	Territorios con Cobertura móvil 4G, <i>fuentes: [21]</i>	20
12	Espectro Audible, <i>fuentes: [18]</i>	21
13	Ancho de Banda vs Compresión de Datos, <i>fuentes: [18]</i>	21
14	Esquema General del Proyecto.	22
15	Espectro de la Señal de Electrocardiografía <i>fuentes: [6]</i>	23
16	Diseño y Topología General de un Amplificador de Instrumentación, <i>Fuentes: [23]</i>	24
17	Estructura Eléctrica del INA 128 de Texas Instruments, <i>Fuentes: [16]</i>	25
18	Etapa de Adquisición - Esquema General, <i>fuentes: [16]</i>	26
19	Fuentes de Entrada.	27
20	ECG Amplifier with Right-Leg Drive.	27
21	Entrada diferencial del Orden de 20 [mV]	28
22	Salida del Amplificador de Instrumentación INA128.	28
23	Tipos de Filtros. , <i>Fuentes: [3]</i>	30
24	Filtro Pasivo RLC Arreglo Serie. <i>Fuentes: [4]</i>	30
25	Comparación: Filtros Activo de Primer Orden. <i>Fuentes: [4]</i>	31
26	Filtro Pasa-Bajas Orden 2.	32
27	Señal de Entrada Sinusoidal 40Hz.	32
28	Respuesta en Tiempo ante la Señal Sinusoidal.	33
29	Respuesta en Frecuencia: Magnitud	33
30	Respuesta en Frecuencia: Fase.	34
31	Filtro Pasa-Altas Orden 2.	34
32	Señal de Entrada Sinusoidal 0.5Hz.	35
33	Respuesta en Tiempo ante Señal Sinusoidal.	35

34	Respuesta en Frecuencia: Magnitud.	36
35	Respuesta en Frecuencia: Fase.	36
36	Respuesta en Frecuencia: Magnitud Filtro Pasabandas.	37
37	Respuesta en Frecuencia: Fase Filtro Pasabandas.	38
38	Etapa de Ajuste.	38
39	Entrada circuito inversor.	39
40	Salida circuito inversor.	40
41	Entrada (Azul) y salida ajustada (Rojo).	40
42	Salida etapa de ajuste.	41
43	Top View MSP430G2553 de Texas Instrument, <i>fuentes: [17]</i>	43
44	Microcontrolador Top View.	44
45	Microcontrolador-Distribución de Pines	45
46	Microcontrolador-Diagrama de Interacción	46
47	Microcontrolador-Periferics to Core	47
48	Microcontrolador-Core to Periferics	47
49	Archivos del Código Core	48
50	Código main parte 1	50
51	Código main parte 2	51
52	Código main parte 3	52
53	Trama de 16 Bits	53
54	Salida del PWM del Microcontrolador, <i>fuentes: [17]</i>	54
55	Modulación Analógica, <i>fuentes: [27]</i>	55
56	Conexiones del Adaptador TRRS, <i>fuentes: [20]</i>	59
57	Esquema de implementación	59
58	Etapa de Recepción	60
59	Demodulador FM en Labview	61
60	Decodificador de datos vía internet Labview	62
61	Módulo de decodificación: Bit Paridad	62
62	Visualización Gráfica en Labview (FM)	62
63	Visualización Gráfica en Excel	63
64	Cálculo de la Frecuencia Cardíaca	63
65	Ganancia etapa de pre-amplificación	65
66	Respuesta filtro a señal senoidal 1.02 Vpp de 40 Hz	65
67	Respuesta filtro a señal senoidal 464 mVpp de 20 Hz	66
68	Respuesta filtro a señal senoidal 1.08 Vpp de 0.5 Hz	66
69	Respuesta filtro a señal senoidal 476 Vpp de 20 Hz	66
70	Ecg adquirido	67
71	Corroboración de los datos obtenidos mediante excel	67
72	Electrocardiograma Transmitido	68
73	Electrocardiograma en el módulo de Recepción	68
74	Espectro de la señal Modulada a la entrada del receptor	69

Índice de cuadros

1	Comparación de Amplificadores de instrumentación	24
2	Comparación Modulaciones	58

RESUMEN

Título: Transmisión de electrocardiogramas a través del canal de voz de la telefonía móvil para estudios de arritmias cardíacas

Autores:

Diego Alejandro Rozo Vanegas

Hector Enrique Heredia Hernandez *

Palabras claves: Derivaciones cardíacas, arritmias cardíacas, microcontrolador, software, canal de voz, telefonía móvil, filtros análogos, FM, modulaciones digitales, Modulaciones analógicas

Descripción

Este proyecto se enfoca en el desarrollo una herramienta, que permita la valoración médica de la señal de electrocardiografía por parte de profesionales en cardiología de forma remota con el fin de mejorar el servicio y el alcance del sistema de salud.

Se muestra el proceso de diseño e implementación de un electrocardiógrafo para trasmisión a través del canal de voz de la telefonía celular. El documento contiene conceptos eléctricos asociados con el funcionamiento del corazón, como las etapas de construcción de un electrocardiógrafo. Adicionalmente se analizan las comunicaciones móviles y las dificultades que representa transmitir información, diferente a la voz. Los resultados sirven de referencia para la realización de proyectos telemédicos, con proyección rural.

Se implementó un canal de electrocardiografía para una derivación bipolar, con manejador de pierna derecha y un microcontrolador para almacenar y codificar en una memoria SD la información en un archivo de texto. Por otro lado, se diseñó y se utilizó un modulador FM basado en un Oscilador controlado por tensión (VCO), así como, para la demodulación y la visualización de la señal electrocardiográfica se desarrolló una herramienta virtual en Labview. Alternativamente, se presenta una segunda solución de visualización la cual se encuentra desarrollada en Microsoft Office Excel.

* Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director. Dr. Daniel Sierra Bueno

ABSTRACT

Title: TRANSMISSION OF ELECTROCARDIOGRAMS THROUGH THE MOBILE PHONE VOICE CHANNEL FOR HEART ARRHYTHMIA STUDIES **

Authors:

Diego Alejandro Rozo Vanegas

Hector Enrique Heredia Hernandez ***

Keywords: Cardiac bypasses, cardiac arrhythmias, microcontroller, software, voice channel, mobile telephony, analog filters, FM, digital modulations, Analog Modulations

Description

This project focuses on the development of a tool that allows the medical evaluation of the electrocardiographic signal by professionals in cardiology remotely in order to improve the service and reach of the health system.

It shows the process of design and implementation of an electrocardiograph for transmission through the voice channel of the cellular telephony. The document contains electrical concepts associated with the functioning of the heart, such as the stages of construction of an electrocardiograph. In addition, mobile communications and the difficulties of transmitting information, other than voice, are analyzed. The results serve as reference for the realization of telemedicine projects, with rural projection.

An electrocardiogram channel was implemented for a bipolar derivation, with a right leg drive and a microcontroller to store and encode in an SD memory the information in a text file. On the other hand, an FM modulator based on a voltage-controlled oscillator was designed and used, as well as for the demodulation and visualization of the electrocardiographic signal a virtual tool was developed in Labview. Alternatively, a second visualization solution is presented which is developed in Microsoft Office Excel.

** Bachelor Thesis.

*** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director. Dr Daniel Sierra Bueno

INTRODUCCIÓN

La llegada de nuevas tecnologías de la información en Colombia como en el mundo, fomenta el desarrollo de aplicaciones relacionadas con la ingeniería, especialmente aquellas enfatizadas a satisfacer y facilitar las acciones emprendidas día a día. Este proyecto se enfoca en una de esas necesidades en el área de la salud, en donde se muestra una nueva herramienta que permite acercar los servicios de salud y el alcance de los mismos.

Se usaron las comunicaciones móviles presentes en la mayor parte del territorio Colombiano (2G) como medio de transmisión de una señal de electrocardiografía. Por otro lado, se utiliza Labview como herramienta de procesamiento de datos, tratamiento de los mismos y se detalla como se realiza la implementación de un demodulador FM con el fin de recuperar la señal transmitida. Adicionalmente, se le indicará al lector las consideraciones tomadas a la hora de ejecutar este proyecto y las complicaciones que lleva consigo, con el fin de brindar un panorama mucho más amplio a la hora de realizar una implementación similar.

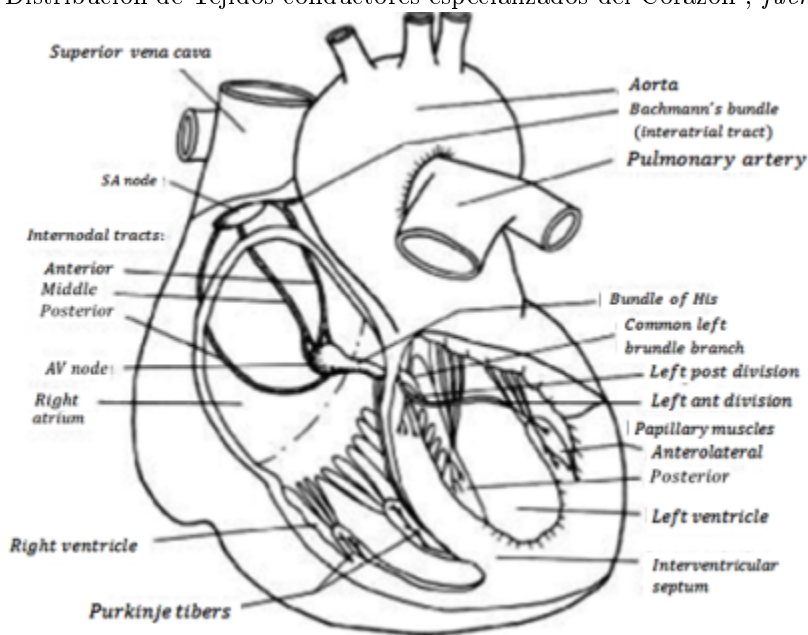
1. CONCEPTOS

1.1. EL CORAZÓN Y SU FUNCIONAMIENTO

El corazón es un sistema hidráulico natural que bombea sangre a partir de contracciones producidas por pulsos eléctricos que se propagan por todo su volumen, desde la aurícula derecha hasta la parte inferior de los ventrículos [14].

Estos pulsos son generados por un grupo de células localizadas en la parte superior de la aurícula derecha conocidas como nódulo sinusal o sinoauricular (SA). Los pulsos viajan a través de las aurículas hasta llegar a un punto conocido como nódulo auriculoventricular, desde donde se amplifican y se envían por un grupo de fibras (HAZ DE HIS) hacia la parte inferior de los ventrículos, para que finalmente estos se contraigan y expulsen sangre oxigenada hacia todas las partes del cuerpo([26], [22]). La distribución de los tejidos conductores especializados en el corazón son detallados en la figura 1.

Fig. 1: Distribución de Tejidos conductores especializados del Corazón , fuente: [26].



1.2. ELECTROCARDIOGRAMAFO

La electrocardiografía tuvo sus inicios de la mano de Willem Einthoven quien impulsó con sus desarrollos a la utilización de los electrocardiógrafos como herramienta diagnóstica para la detección de enfermedades cardiacas. Este registro gráfico de la señal eléctrica producida por el corazón, ha aportado datos sobre la función cardiaca y los trastornos de ritmo (arritmias)[26].

Un estudio de electrocardiografía completo está compuesto por lo general de 12 derivaciones, tomadas desde 10 electrodos situados sobre el paciente. Tres Bipolares, Tres Unipolares aumentadas y 6 precordiales como se puede visualizar en las figuras 2, 3 y 4.

Fig. 2: Ubicación de electrodos para derivaciones Bipolares , fuente: [26].

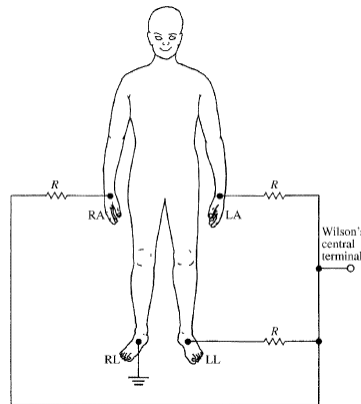


Fig. 3: Derivaciones Unipolares aumentadas, fuente: [26].

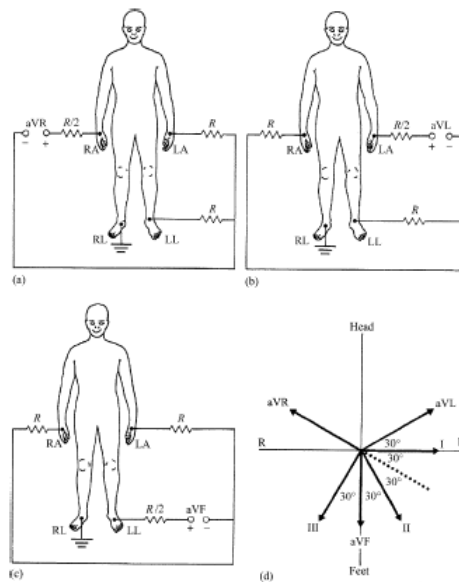
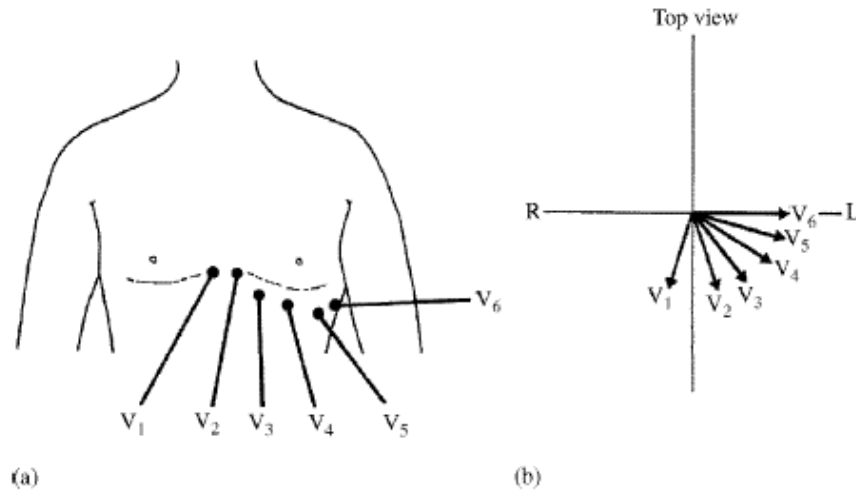


Fig. 4: Ubicación de electrodos para derivaciones Precordiales, fuente: [26].



Con las señales eléctricas del corazón se puede hacer un seguimiento su función mecánica, a continuación la descripción de dichos eventos.

Onda P: Indica la contracción o despolarización de las aurículas, lo cual permite que la sangre circule hacia los ventrículos. Tiene una duración normal de 0.1(s).

Complejo QRS: Representa la despolarización de los ventrículos. Su duración en condiciones normales es de 100(ms).

Onda T: En esta onda se puede observar la repolarización de los ventrículos y su duración es menor a 0.2(s).

Onda U: Posee un origen fisiológico confuso, se supone que se produce por la repolarización del sistema de conducción intraventricular.[12]

Intervalo PR: Proyecta el tiempo de conducción auriculoventricular incluyendo el tiempo de despolarización auricular. Este intervalo puede durar de 0.12 hasta 0.21(s) en condiciones normales.

Intervalo ST: Indica el tiempo de acción de los ventrículos antes de presentarse la repolarización ventricular.

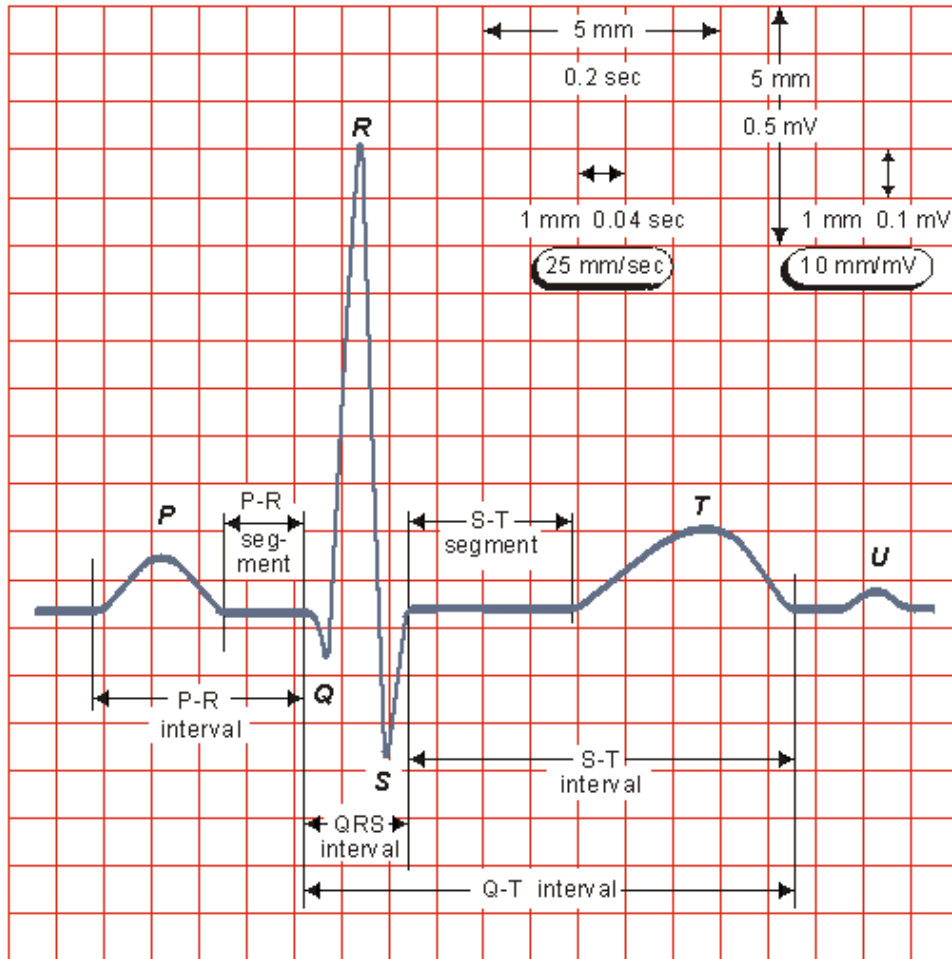
Intervalo QRS: Representa el comienzo de la onda Q hasta el final de la onda S, dentro del mismo complejo QRS e indica el tiempo de conducción intraventricular.

Intervalo QT: Intervalo de tiempo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T.[12]

Intervalo PP: Mide el tiempo entre dos ondas P.

Intervalo RR: Mide el tiempo entre dos ondas R en sus complejos QRS. [1]

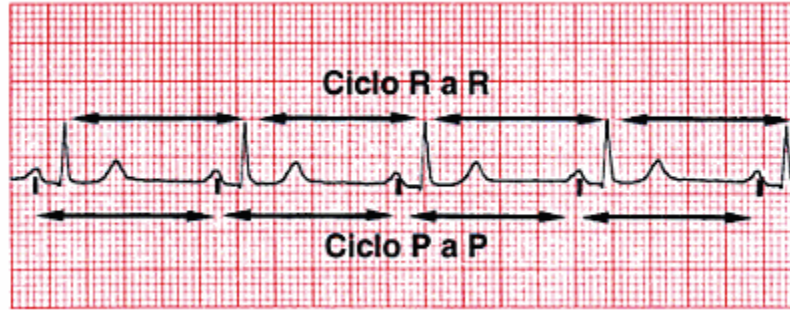
Fig. 5: Descripción de la señal electrocardiográfica, Adaptado de: [26] [1]



1.3. FRECUENCIA CARDIACA

El número de latidos del corazón ocurridos en un minuto se conoce como frecuencia cardiaca. A partir de un ECG la frecuencia cardiaca se estudia de una onda R a otra onda R para determinar la frecuencia ventricular y de una onda P a otra onda P para determinar la frecuencia auricular. Esto ya que el complejo QRS representan la despolarización ventricular y la onda P la despolarización auricular (Ver Figura 6). [1] [11]

Fig. 6: Frecuencia cardiaca a partir de un ECG, fuente: [26].

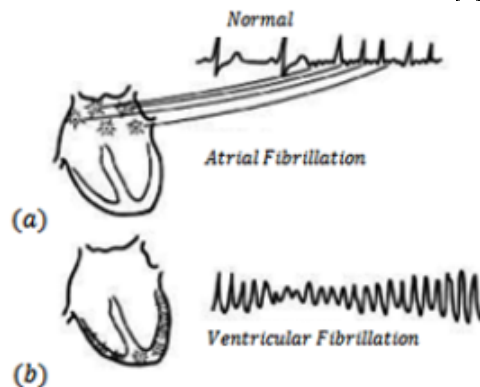


1.4. ARRITMIAS

Las arritmias cardiacas son variaciones en el ritmo natural del corazón, sus orígenes son variados y se producen cuando existe una alteración al proceso eléctrico del corazón antes mencionado.

Las arritmias cardiacas son clasificadas según su localización como, ventricular o supra ventricular [13]. Localizándose estas últimas en la estructura encima de los ventrículos. Además de esto pueden definirse según la velocidad de los latidos. En un adulto sano la frecuencia cardiaca promedio es normalmente 70 lpm, un ritmo inferior a 60 lpm produce una Bradicardia, mientras que, una frecuencia superior a 100 lpm es conocida como Taquicardia ([1], [13], [14]). [2] [13]

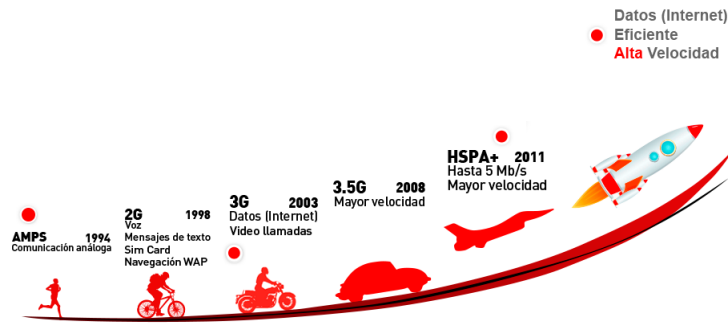
Fig. 7: Tipos de Arritmias, fuente: [2].



1.5. TELEFONÍA MÓVIL

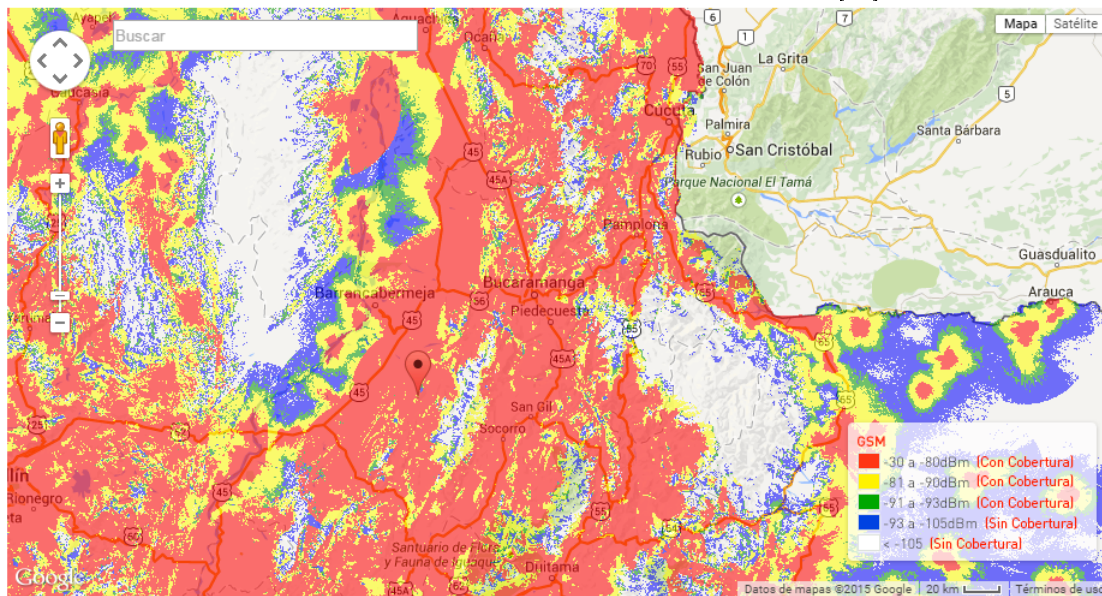
La telefonía móvil conocida en Latinoamérica como telefonía celular (gracias al modelo de celdas implantado en la segunda generación) tiene como propósito transmitir información desde un terminal a otro a distancias considerables sin un medio guiado. La telefonía celular ha venido evolucionando en los últimos años permitiendo optimizar ciertos índices de desempeño como lo son la calidad y capacidad de la información y el espacio del terminal (Equipo móvil del usuario final). [19]

Fig. 8: Velocidades de Transmisión de Datos, fuente: [21].



Actualmente en Colombia la telefonía celular está distribuida entre la 2G, 3G y 4G. En las siguientes figuras podemos observar la cobertura del operador CLARO en el departamento de Santander.

Fig. 9: Territorios con Cobertura móvil 2G, fuente: [21].



Por lo anterior, se determinó que en Santander la mayor cobertura sigue siendo de la Segunda generación.[21]

Fig. 10: Territorios con Cobertura móvil 3G, fuente: [21].

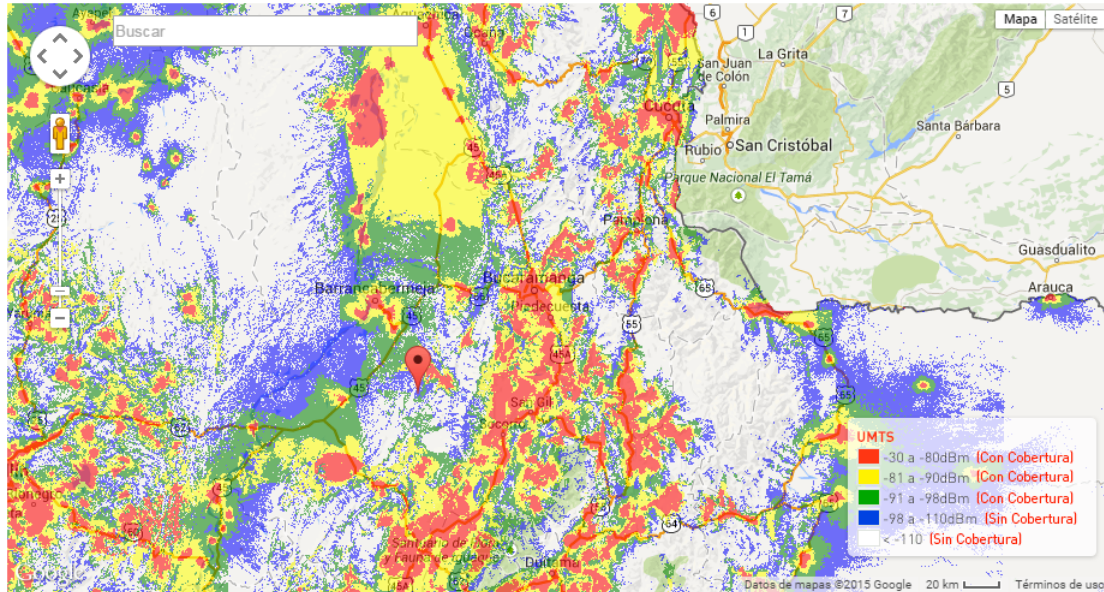
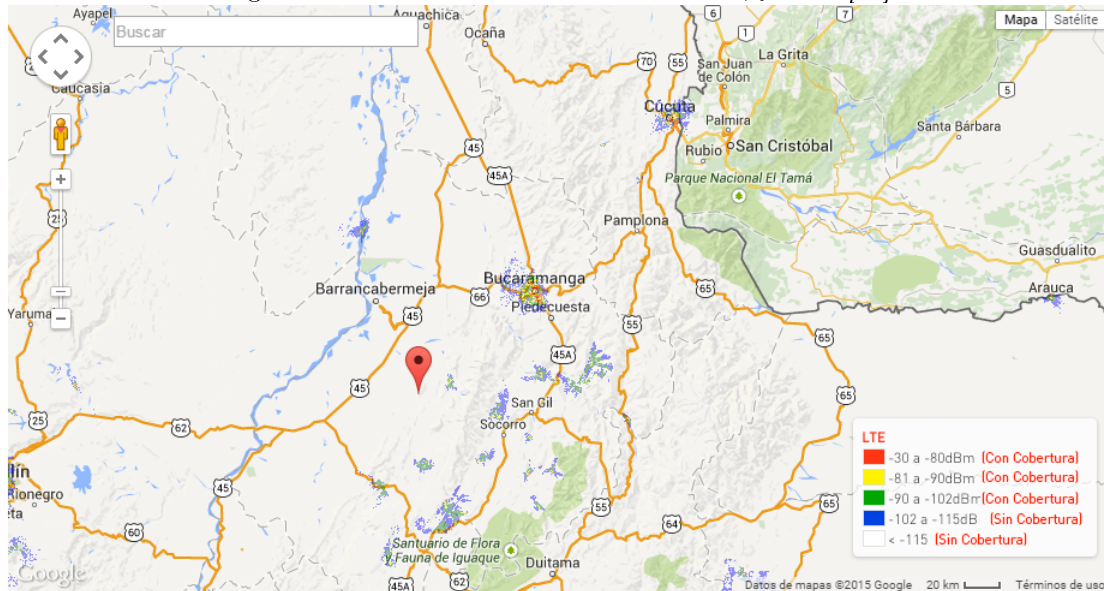


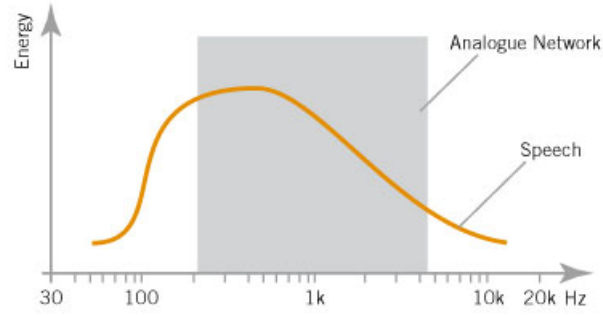
Fig. 11: Territorios con Cobertura móvil 4G, fuente: [21].



1.6. CALIDAD DE VOZ PARA LA TELEFONÍA MÓVIL

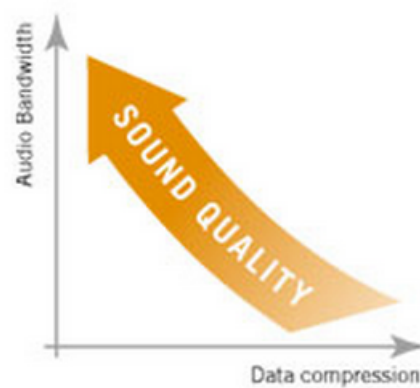
La utilización del canal de audio de un dispositivo con tecnología celular debe considerar algunos aspectos: Primero, se debe conocer que el ancho de banda destinado para la comunicación es limitado y en gran medida reducido en comparación con el espectro audible de los seres humanos. El espectro audible por los seres humanos va de unos 20Hz hasta 20KHz, aunque tiende a disminuir con el paso de los años y el desgaste físico a 20hz hasta 12KHz. Por su parte el ancho de banda destinado para la voz en las redes móviles va desde 200Hz hasta 3.4KHz (3.2KHz en total).[19]

Fig. 12: Espectro Audible, fuente: [18].



El segundo aspecto que se debe tener en cuenta es el proceso de compresión que sufre el audio al ingresar a la red móvil. Este es mayor para la tecnología 2G y menor hacia la tecnología 4G. Así podemos afirmar que a medida que el ancho de banda aumenta y la compresión disminuye se alcanza una mejor calidad del sonido.

Fig. 13: Ancho de Banda vs Compresión de Datos, fuente: [18].

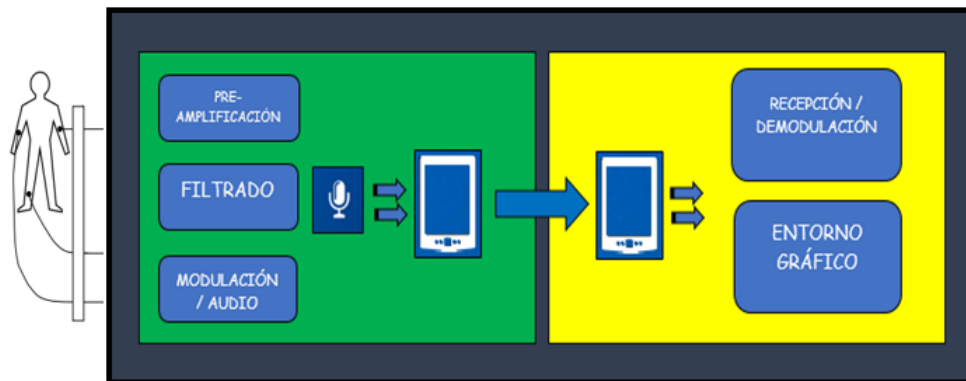


2. PLANTEAMIENTO Y DISEÑO

Luego de definir los conceptos básicos asociados al corazón y su funcionamiento, se hizo pertinente describir el proyecto etapa por etapa. Para comenzar se destaca que el propósito de este trabajo como se planteó previamente en la introducción, es enlazar al usuario del registro cardiaco con el estudio de ciertas anomalías (si se presentan), sin necesidad de que este se encuentre en el lugar de análisis de los datos.

Se dividió en dos partes el proyecto, primero el Módulo de transmisión y luego El Módulo de recepción referenciados en la figura 14.

Fig. 14: Esquema General del Proyecto.



2.1. MÓDULO DE TRANSMISIÓN

En el primer módulo se adquiere, pre-amplifica, filtra, ajusta, digitaliza, codifica, modula y trasmite la señal de electrocardiografía del sujeto en estudio. Es importante no perder de vista las características del medio de transmisión, ya que esto depende del éxito de la segunda estación que se describirá más adelante.

La estación de adquisición se sub-divide en:

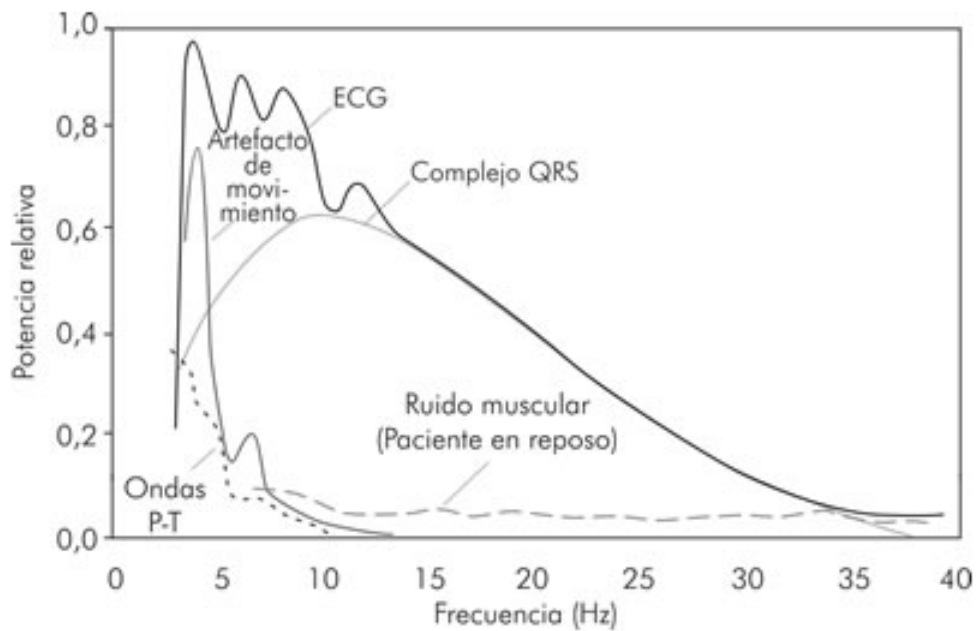
- Etapa de Pre-amplificación
- Etapa de Filtrado
- Etapa de Amplificación

- Etapa de Digitalización y Codificación
- Etapa de Modulación
- Etapa de Audio

Es esencial conocer un poco acerca de la señal electrocardiográfica, con el fin de realizar una buena instrumentación.

En el análisis clínico, se considera que el espectro de la señal Electrocardiográfica se encuentra entre 0.05Hz y 150Hz, hecho que se puede verificar además con algunos equipos comerciales [5]. Sin embargo para un estudio de la frecuencia cardiaca el espectro de interés se considera desde 0.5Hz hasta 40Hz, espectro que comprende las componentes de las ondas P, T y el complejo QRS.

Fig. 15: Espectro de la Señal de Electrocardiografía *fuentes: [6]*.



Adicionalmente para el estudio de la frecuencia cardiaca únicamente es necesario una derivación bipolar. Este contiene el complejo QRS, la onda P y la onda T. También se debe notar que la señal viene en modo diferencial y referenciada al electrodo de pierna derecha. Sus valores se encuentran en el orden de mV y está normalmente expuesta a interferencias de RF y de la red eléctrica comercial.

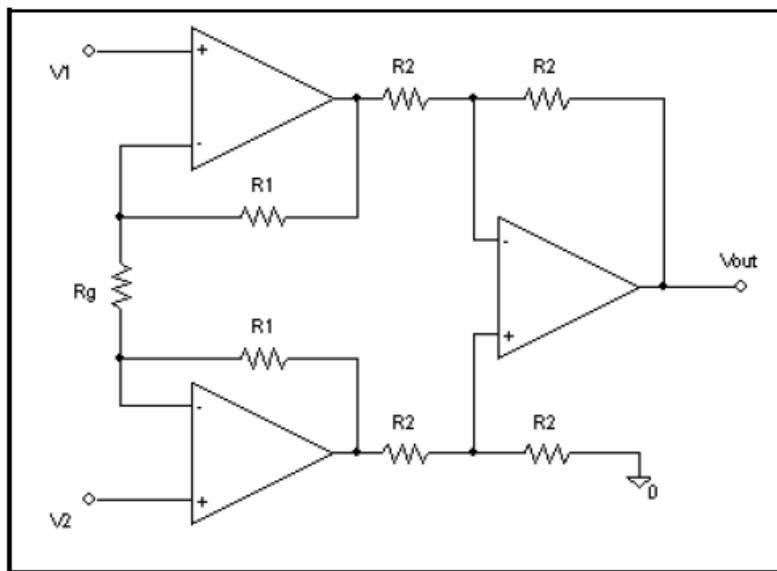
2.1.1 Etapa de pre-amplificación: Es la primera etapa del sistema, se encarga de extraer las señales biológicas del paciente y convertirlas en señales eléctricas mediante los electrodos.

Esta etapa debe tener una entrada de tipo diferencial, adicional a ello, debe ser capaz de eliminar la interferencia del modo común, amplificar la señal con una ganancia mayor a 10, tener baja distorsión, poseer alta impedancia de entrada y una salida referenciada al nodo común. Finalmente, se debe garantizar bajos niveles de offset con el fin de evitar una amplificación de señales indeseadas.[16]

Los amplificadores de instrumentación proveen de buena manera las siguientes características, su topología puede ser estudiada en la figura 16:

- Alta impedancia de entrada.
- Alta relación de rechazo en modo común (CMRR).
- Ganancia diferencial ajustable (en algunos casos).
- Baja impedancia de salida.
- Bajo voltaje de offset.

Fig. 16: Diseño y Topología General de un Amplificador de Instrumentación, Fuente: [23].



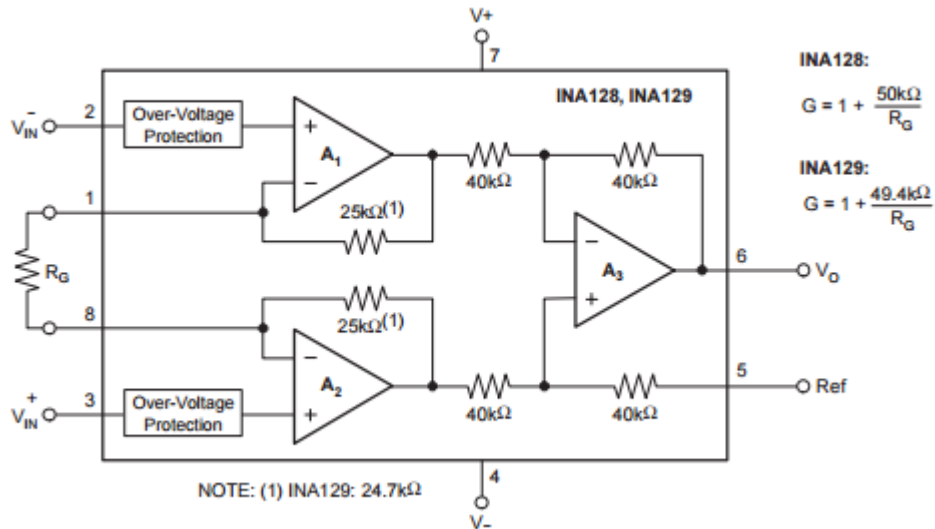
Tab. 1: Comparación de Amplificadores de instrumentación

Características	INA118	INA128	AD620
CMRR	110dB	130dB	100dB
Voltaje de Offset	50[uV]	50[uV]	50[uV]
Ruido Referido a la Entrada	10[nV/rt(Hz)]	8[nV/rt(Hz)]	9[nV/rt(Hz)]
Precio por Unidad(Dól)	11.59	11.57	8.17

De los amplificadores de instrumentación, el amplificador instrumental INA128 de Texas Instruments (TI) presenta las características más óptimas para la ejecución del diseño. El INA128 es un amplificador de instrumentación en formato DIP de 8 pines (ver figura 17) con ganancia ajustable, esta se puede configurar desde los pines 1 y 8 a partir de la selección de una resistencia (R_G). La ecuación que define la ganancia es:

$$A_v = 1 + \frac{50K}{R_g}$$

Fig. 17: Estructura Eléctrica del INA 128 de Texas Instruments, Fuente: [16]

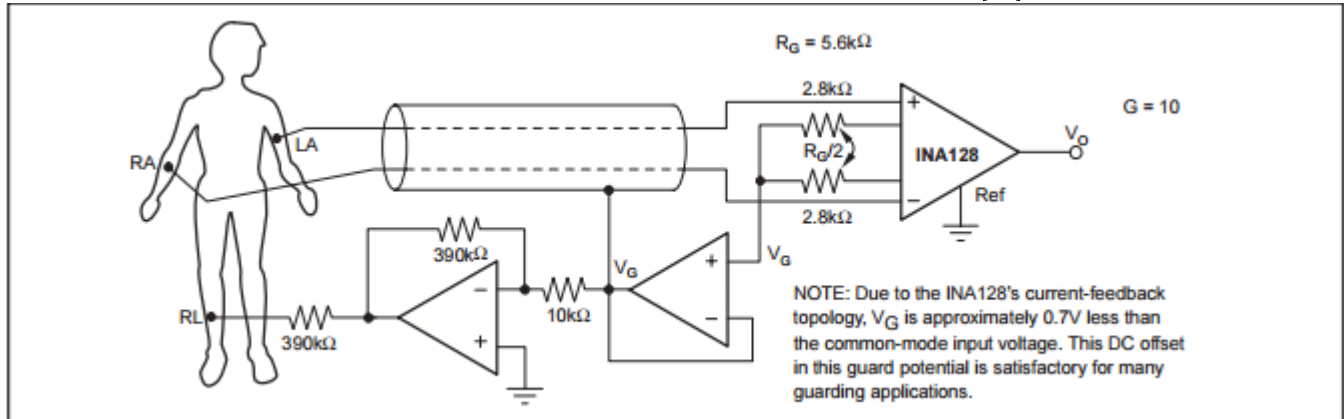


Pasando al diseño de la Etapa de pre-amplificación se implementó un amplificador de ECG con manejador de pierna derecha sugerido por TI (Ver figura 18).

Manejador de pierna derecha El manejador de pierna derecha se constituyó a partir de la necesidad de aumentar el rechazo a las interferencias producidas por la fisiología del paciente al circuito y complementar así las prestaciones del INA. Cabe mencionar que por convención la pierna derecha representa el común o la tierra de las señales producidas por el corazón. Así al realimentar la señal de modo común, esta se reduce.

El circuito manejador está compuesto por un amplificador en condición de inversor y un seguidor de voltaje que protege al paciente de posibles descargas. En la figura (18) se observa el esquema del manejador de pierna derecha, el circuito de instrumentación encargado de realizar la adquisición de la señal de electrocardiografía y un cable apantallado que conecta los electrodos con el circuito.

Fig. 18: Etapa de Adquisición - Esquema General, fuente: [16].



Con la ayuda de Orcad Pspice se simuló el circuito de la figura 20, con el fin de determinar la ganancia diferencial y la inclusión de modo común en el modelo. Se deben tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- Señal diferencial: Onda senoidal de 20mVpp a 20Hz.
- Modo común: Onda senoidal 1Vpp a 60Hz.
- R_g se ha dividido en 2 resistencias de 2.2Kohm para un total de 4.4Kohm en serie.
- Polarización dual.
- Referencia a tierra.

Los diseños utilizados para realizar cada una de las simulaciones se ilustran en las figuras 19 y 20.

En la figura 21 se relaciona la entrada en forma de señal sinusoidal con el fin de utilizarla como señal patrón a la hora de realizar cada una de las simulaciones. En la figura (22) se relaciona la señal de entrada diferencial en el orden de los mV que ingresarán a la etapa de adquisición.

Fig. 19: Fuentes de Entrada.

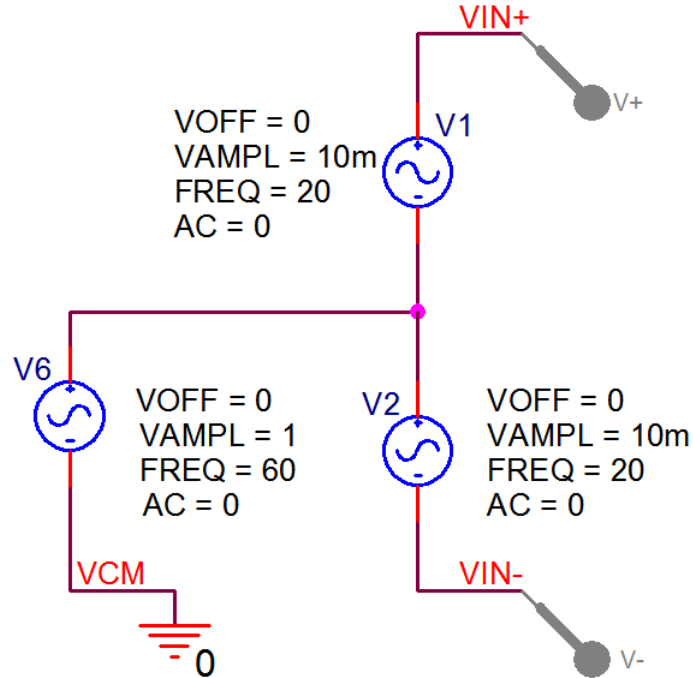


Fig. 20: ECG Amplifier with Right-Leg Drive.

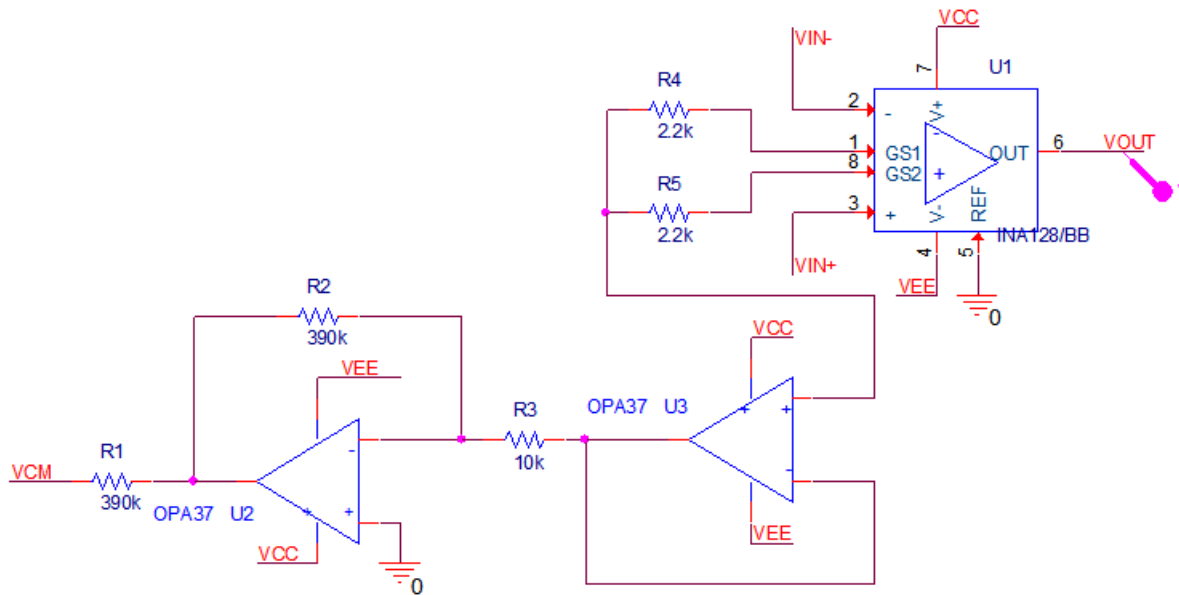


Fig. 21: Entrada diferencial del Orden de 20 [mV] .

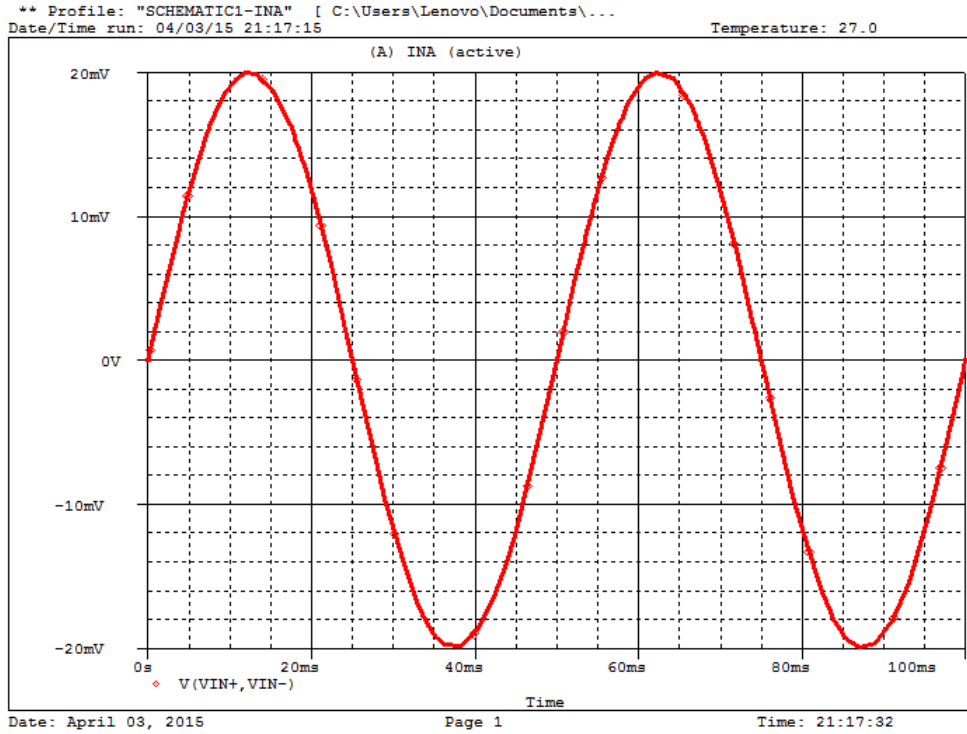
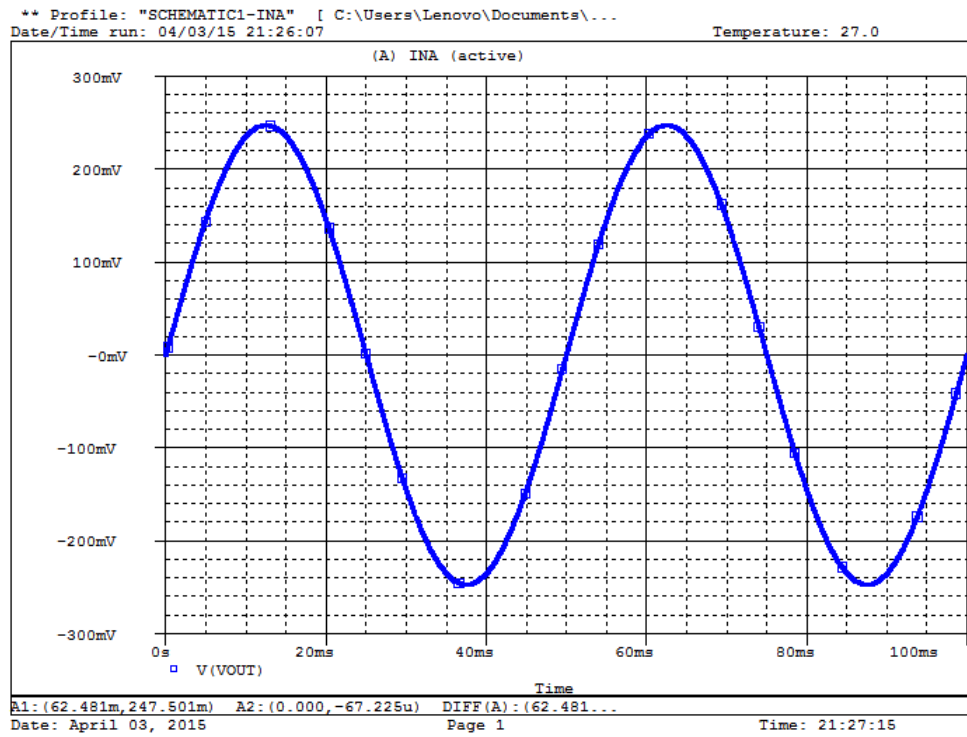


Fig. 22: Salida del Amplificador de Instrumentación INA128.



La ganancia teórica se puede calcular mediante la relación:

$$G = \frac{50k}{R_g} + 1$$

con $R_g = 4.4 \text{ KOhms}$,

$$G = \frac{50k}{4.4k} + 1$$

$$G = (11,3636) + 1$$

$$G = 12,3636$$

Ante una entrada de $V_{in} = 20 \text{ [mV]}$,

$$V_{out} = (G) * (V_{in})$$

$$V_{out} = (12,3636) * (20e - 3)$$

$V_{out} = 247.2727 \text{ [mV]}$ valor teórico.

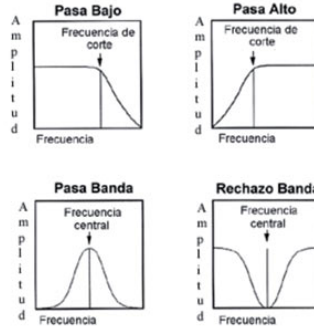
$V_{out} = 247.501 \text{ [mV]}$ Valor obtenido en simulación.

En esta primera simulación se verificó el rechazo de modo común y la ganancia en modo diferencial. Como se observa en las gráficas, el efecto del modo común es mínimo y la ganancia obtenida corresponde con la estimación teórica.

2.1.2 Etapa de filtrado: Los filtros son sistemas que responden atenuando algunas frecuencias y permitiendo el paso de otras. Pueden ser pasivos o activos, analógicos o digitales y se clasifican según su respuesta en frecuencia como pasa bajas, pasa bandas, pasa altas, rechaza banda o pasa todo. Por su parte se define el ruido como cualquier perturbación eléctrica que interfiere de manera directa sobre alguna señal que se desee estudiar. En la figura 23 se relaciona la respuesta en frecuencia para cada uno de los tipos de filtro. [10]

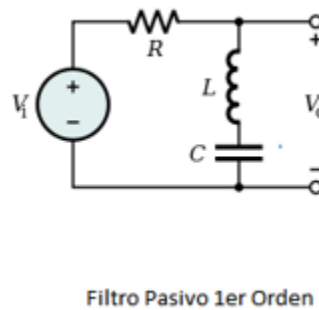
Pasivos: Los filtros pasivos son contruidos a partir de resistencias, condensadores e inductancias. No poseen ningun tipo de ganancia y su función se limita a separar frecuencias en el espectro. No producen

Fig. 23: Tipos de Filtros. , Fuente: [3] .



distorsión y se utilizan cuando no se cuenta con fuentes de alimentación adicionales. En la figura 24 se relaciona un filtro de orden 1 en un arreglo serie.[10]

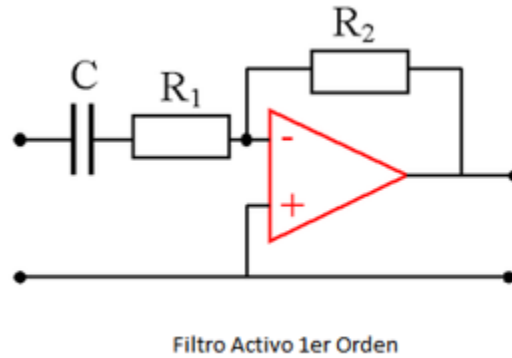
Fig. 24: Filtro Pasivo RLC Arreglo Serie. Fuente: [4] .



Activos: Los filtros activos son construidos con resistencias, condensadores y un arreglo de amplificadores operacionales. En general, aportan ganancia en potencia en determinadas frecuencias, eliminan la necesidad de elementos inductivos y reducen el espacio físico que ocupa. Poseen limitaciones respecto al ancho de banda de operación y puede generar factores de ruido adicional y adición de tensiones de offset a la salida. En la figura 25 se relaciona un filtro activo de primer orden con realimentación negativa.[10]

Cabe recordar que la señal de ECG posee un ancho de banda de 0.5Hz hasta 150Hz, pero se delimitará a un ancho de banda de 0.5Hz a 40 Hz con fines de aplicación de estudio de frecuencia cardiaca. La razón para filtrar la señal es para disminuir la potencia de ruido que ingresa al sistema, reduciendo a su vez el

Fig. 25: Comparación: Filtros Activo de Primer Orden. Fuente: [4] .



ancho de banda total de la señal capturada. Al acotar la banda de paso de la señal ECG, se acota el ancho de banda de las interferencias. Los filtros diseñados para tal propósito consisten en un filtro pasa bajas y un filtro pasa altas.

Pasa bajas: Un filtro Pasa bajas es el encargado de permitir el paso de frecuencias bajas y de atenuar las superiores a la frecuencia de corte asociada al sistema. Para la adquisición de la señal de Electrocardiografía se diseñó un filtro pasa bajas activo de orden 2, frecuencia de corte de 40 [Hz], en la topología Butterworth, debido a que el comportamiento en su banda plana es mucho más estable y su respuesta en frecuencia representa una atenuación de 40dB por década en la banda de rechazo. Nótese que al implementar un filtro pasa bajas con esa frecuencia de corte, se excluye la interferencia producida por la red comercial a 60Hz, razón suficiente para estimar no diseñar el filtro rechaza banda.[10] [7]

Pasa altas: El filtro Pasa altas es el encargado de permitir el paso de frecuencias altas y de eliminar cualquier nivel de DC en el sistema. Para la adquisición de la señal de Electrocardiografía se diseñó un filtro Pasa altas activo de orden 2, frecuencia de corte de 0.5 [Hz], en la topología Butterworth, con la misma justificación del filtro pasa bajas.[10] [7]

Los filtros fueron diseñados en FilterPro Desktop y luego simulados con la ayuda de Orcad Pspice. Los resultados de la simulación junto a esquemas de respuesta en frecuencia tanto en magnitud y en fase se presentan a continuación:

Fig. 26: Filtro Pasa-Bajas Orden 2.

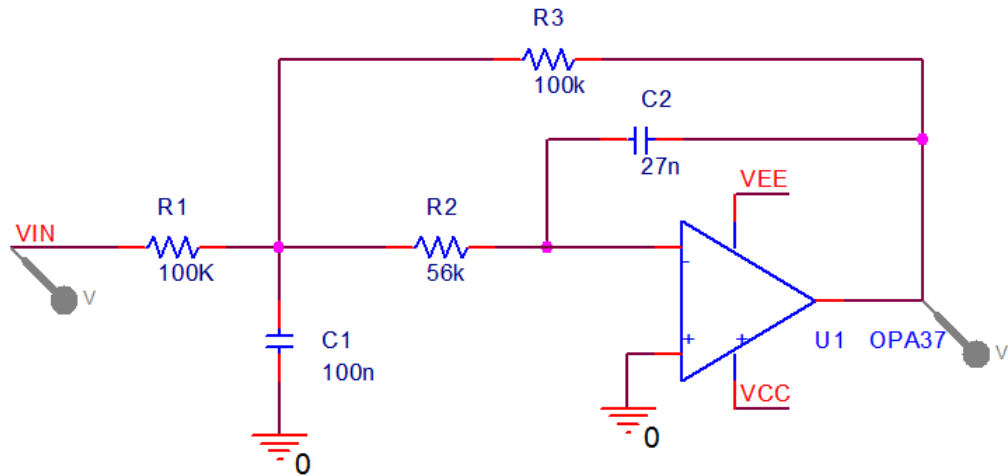


Fig. 27: Señal de Entrada Sinusoidal 40Hz.

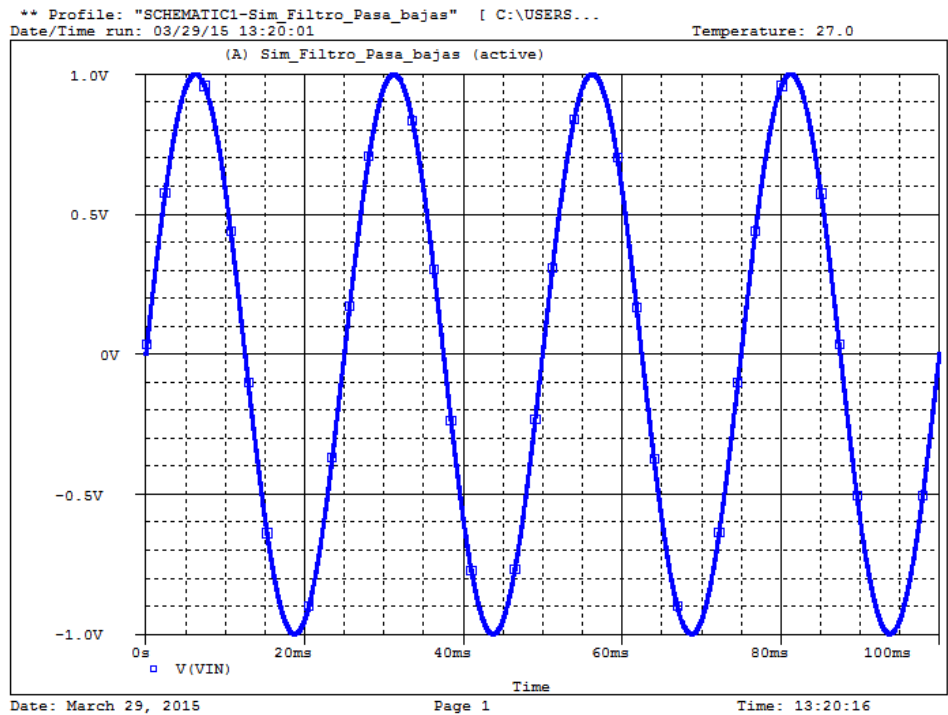


Fig. 28: Respuesta en Tiempo ante la Señal Sinusoidal.

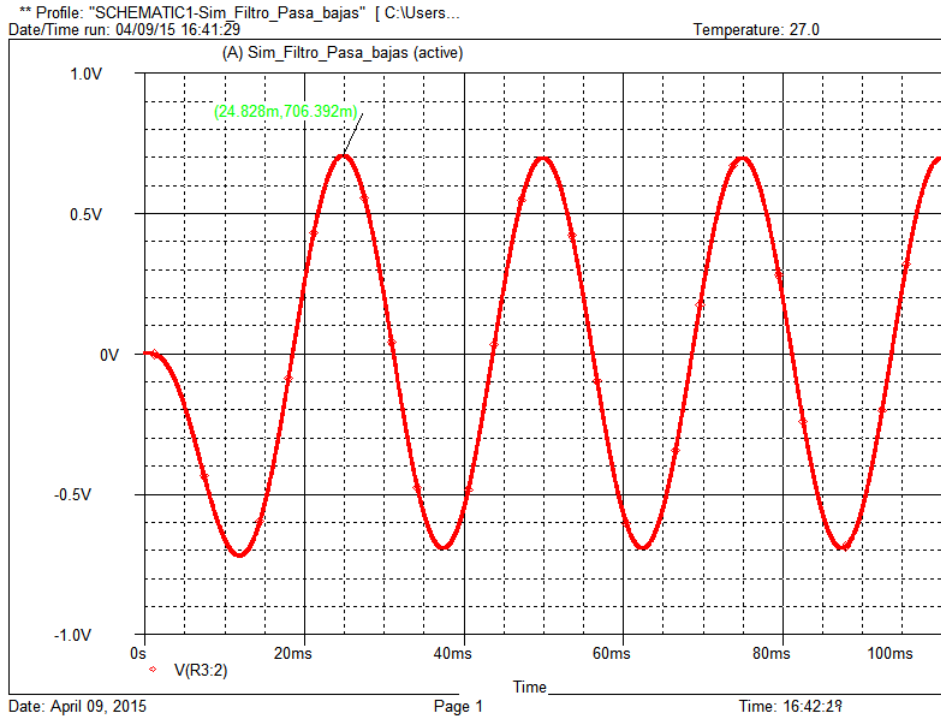


Fig. 29: Respuesta en Frecuencia: Magnitud .

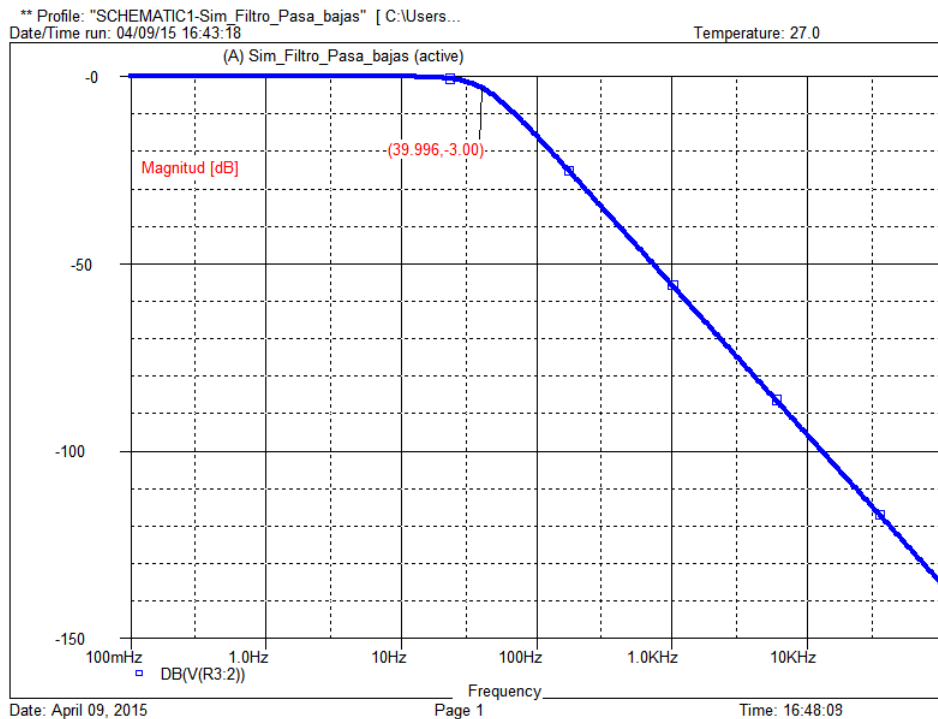


Fig. 30: Respuesta en Frecuencia: Fase.

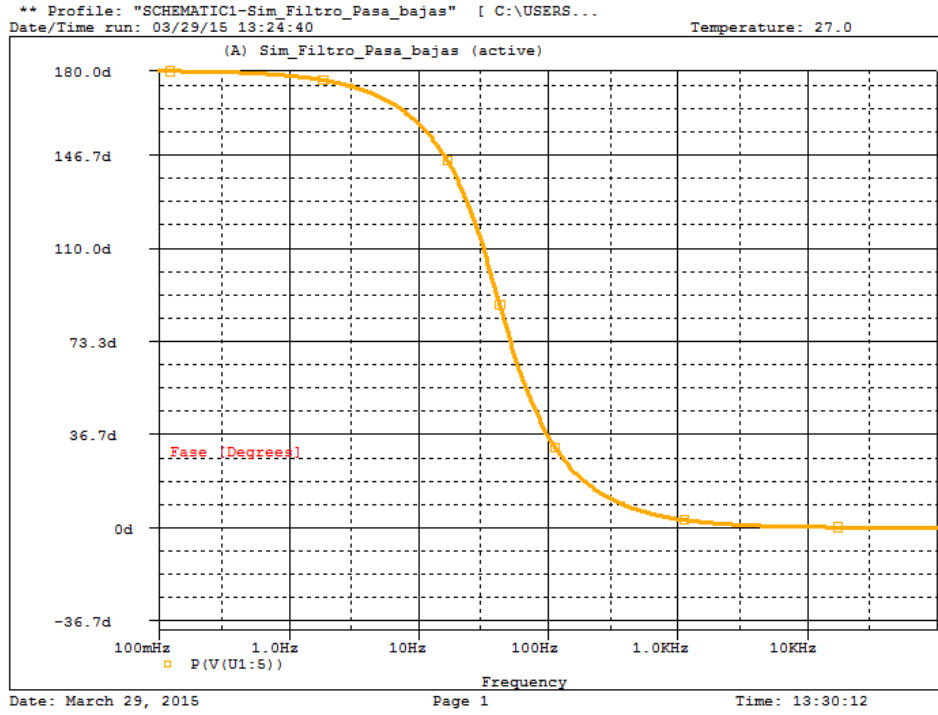


Fig. 31: Filtro Pasa-Altas Orden 2.

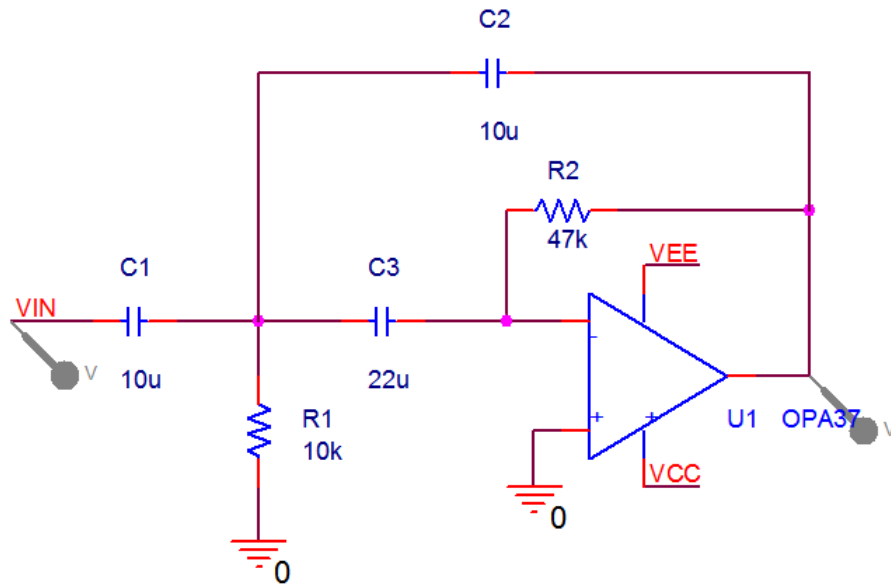


Fig. 32: Señal de Entrada Sinusoidal 0.5Hz.

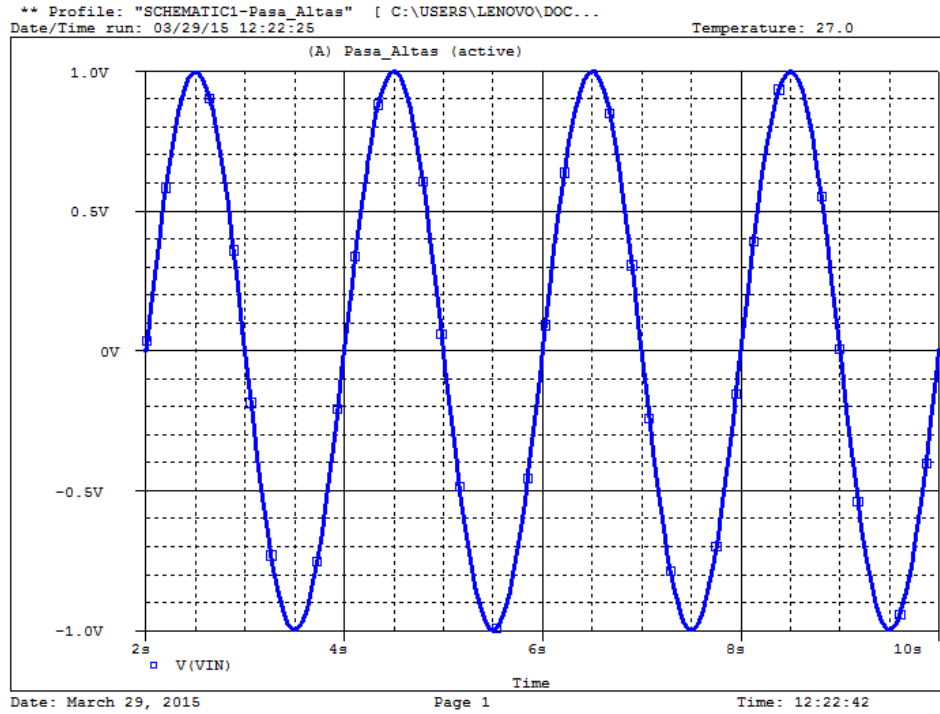


Fig. 33: Respuesta en Tiempo ante Señal Sinusoidal.

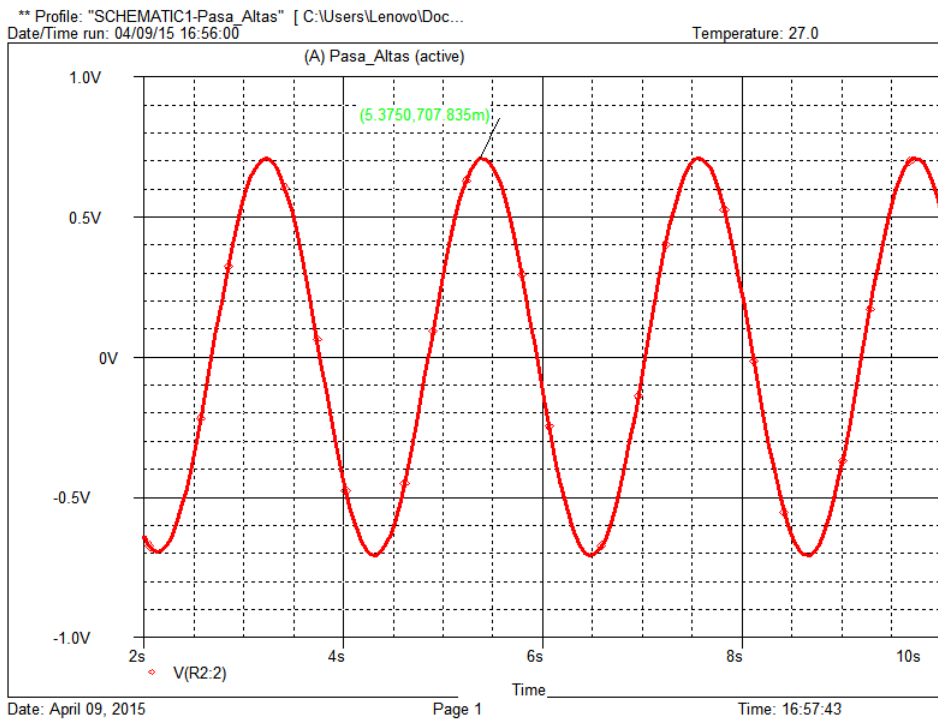


Fig. 34: Respuesta en Frecuencia: Magnitud.

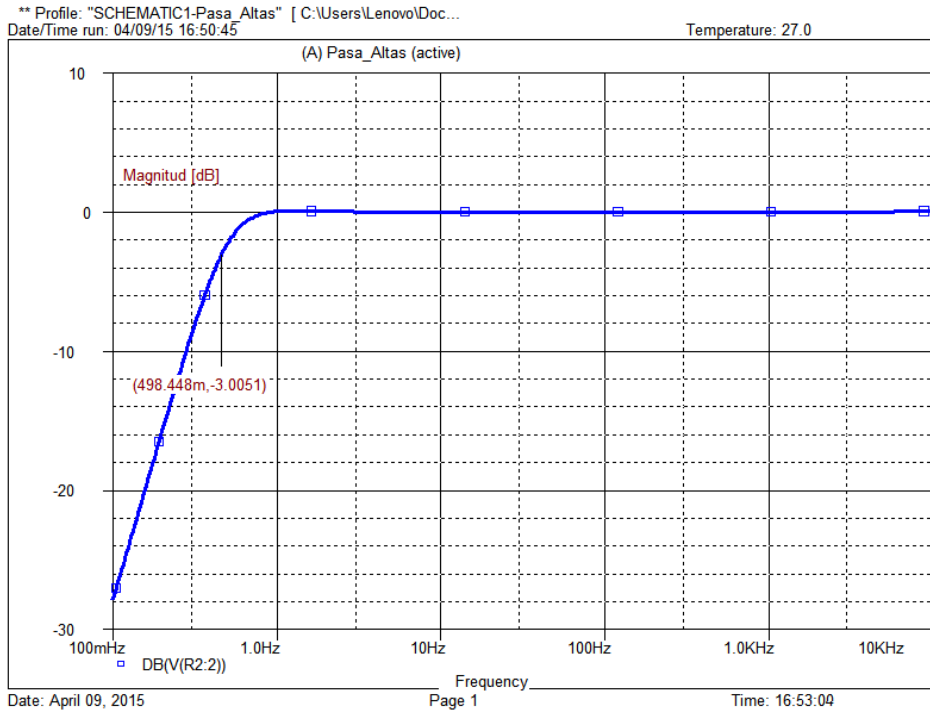
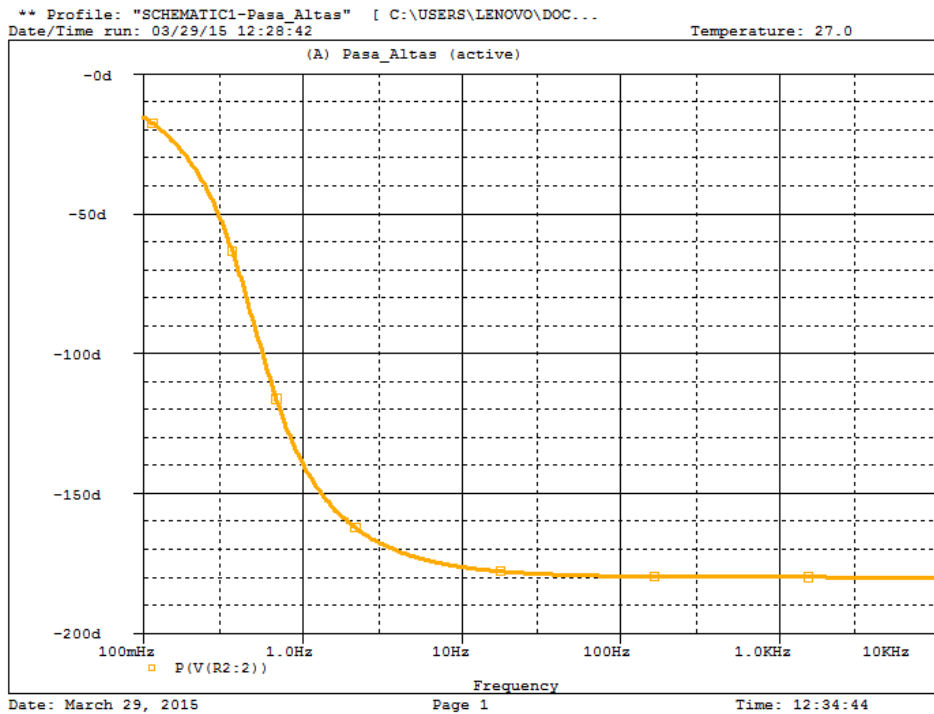


Fig. 35: Respuesta en Frecuencia: Fase.



En las gráficas de las figuras 26 y 31 se muestra el esquema de los circuitos pasa bajas y pasa altas

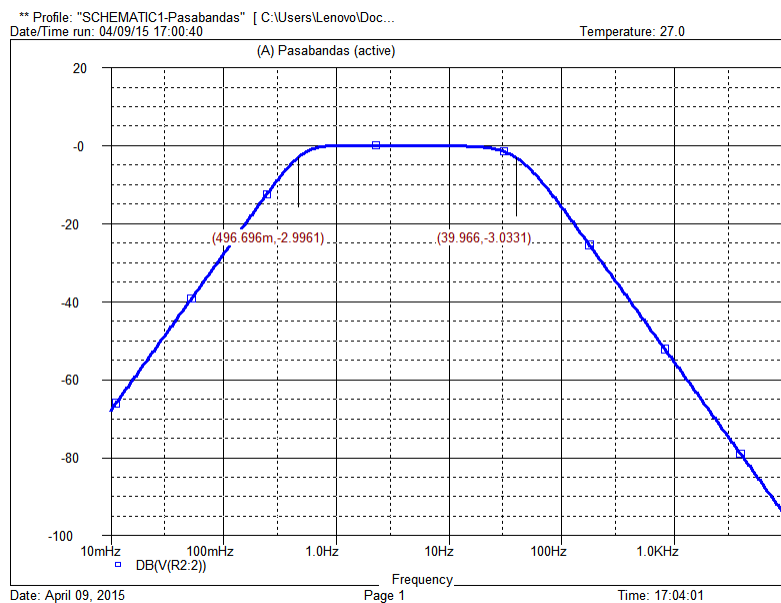
respectivamente. La figura 28 muestra la salida del filtro pasa bajas ante la entrada de la figura 27 y las figuras 29 y 30 representan la respuesta en frecuencia tanto en magnitud como en fase del filtro pasa bajas. Utilizando el criterio de los 3 decibeles se corrobora la frecuencia de corte en 40Hz.

En el filtro pasa altas las cosas no son diferentes las figuras 32 y 33 son entrada y salida respectivamente, las figuras 34 y 35 respuesta en frecuencia tanto de magnitud como en fase del pasa altas. En este la frecuencia de corte es 0.5Hz.

Notese que las frecuencias estan bastante cercanas de los valores calculados teóricamente, sin embargo no son exactos por la tolerancia de los elementos pasivos. Otro aspecto que es importante mencionar es la selección del Opa37 en la implementación de los filtros, decisión tomada gracias a sus características de bajo ruido y precisión.

Por ultimo veremos la respuesta en frecuencia del acople en cascada de los dos filtros en la figura 36 y 37 tanto en magnitud como en fase respectivamente.

Fig. 36: Respuesta en Frecuencia: Magnitud Filtro Pasabandas.



2.1.3 Etapa de ajuste: La etapa de ajuste adecúa la señal para su digitalización, es decir, en el rango de 0 a 3.3 (v). Para eso se ha diseñado un inversor y un circuito que agrega DC a la señal.

El esquema del inversor permite variar la ganancia en función del arreglo de resistencias. Por su parte al establecer el voltaje de referencia del INA en 1.5 (v), se distribuye de forma no uniforme el rango de entrada. Estos ajustes deben considerarse a la hora de reconstruir la señal, de modo que conserve su forma original. La figura 38 presenta el esquema mencionado. [10] [7]

Fig. 37: Respuesta en Frecuencia: Fase Filtro Pasabandas.

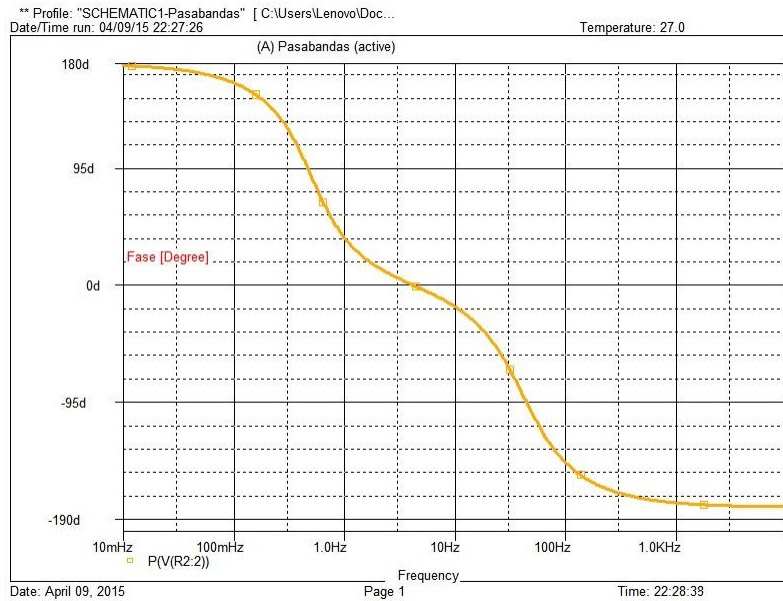
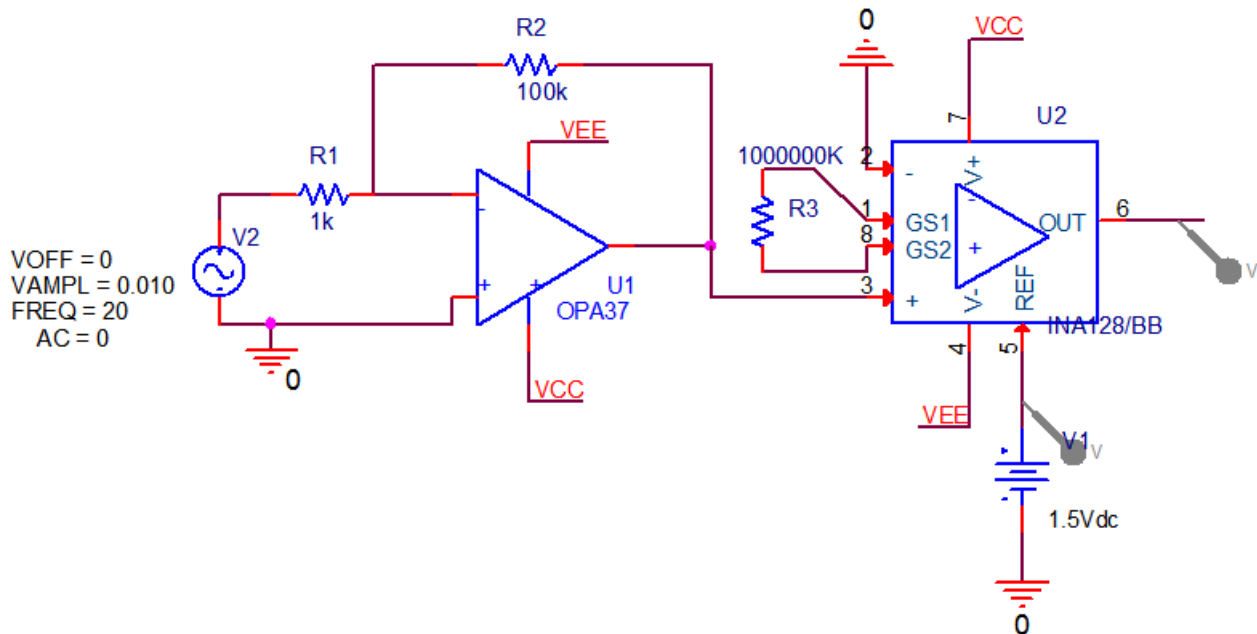


Fig. 38: Etapa de Ajuste.

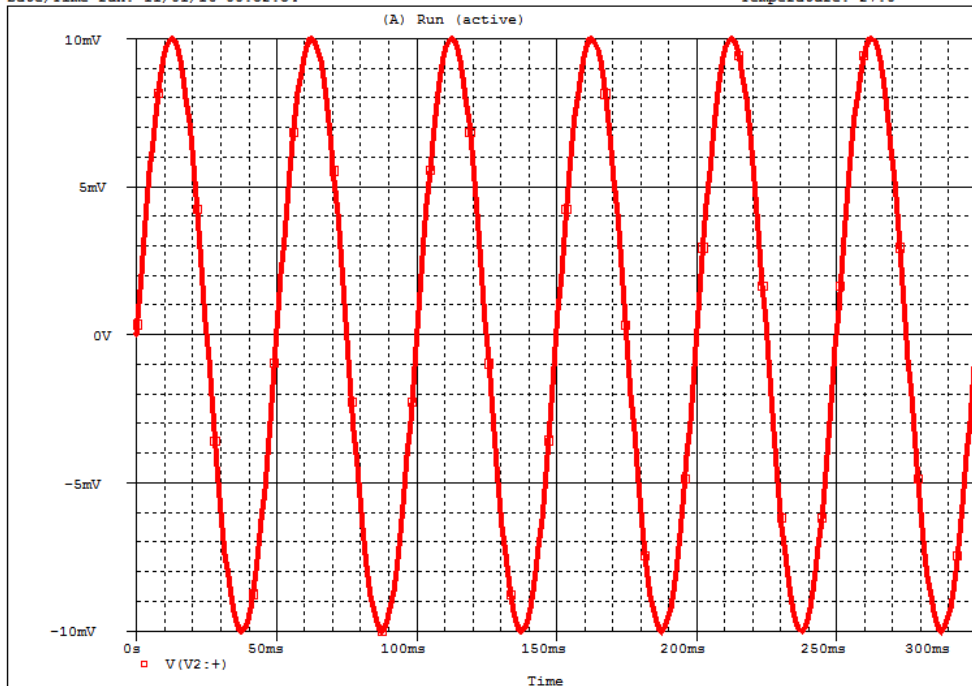


La figura 39, nos presenta la entrada del circuito inversor. De la misma forma la figura 40, nos presenta la salida de esa etapa situada en el nodo que conecta R2 con el pin 3 del INA, no está de más recordar que la ganancia de este circuito está definido como:

$$A_v = \frac{R_2}{R_1}$$

El circuito auxiliar que constituye el INA recibe la entrada amplificada del inversor, dado que el pin 2 está a tierra, y lo sube un nivel de 1.5 (v). La figura 41 muestra la entrada contra la salida. Así mismo la figura 42 muestra la salida de ambas etapas.

Fig. 39: Entrada circuito inversor.



2.1.4 Etapa de digitalización y codificación: Es importante resaltar que el diseñador tiene la potestad en este punto de seleccionar el modo de trabajo con el que se siente más cómodo, esto evidentemente depende de la arquitectura que más le sea familiar. Sin embargo la selección debe llevar cierta medida, impuesta por aspectos base. A continuación se enuncian los aspectos base para la selección del microcontrolador en este proyecto:

Fig. 40: Salida circuito inversor.

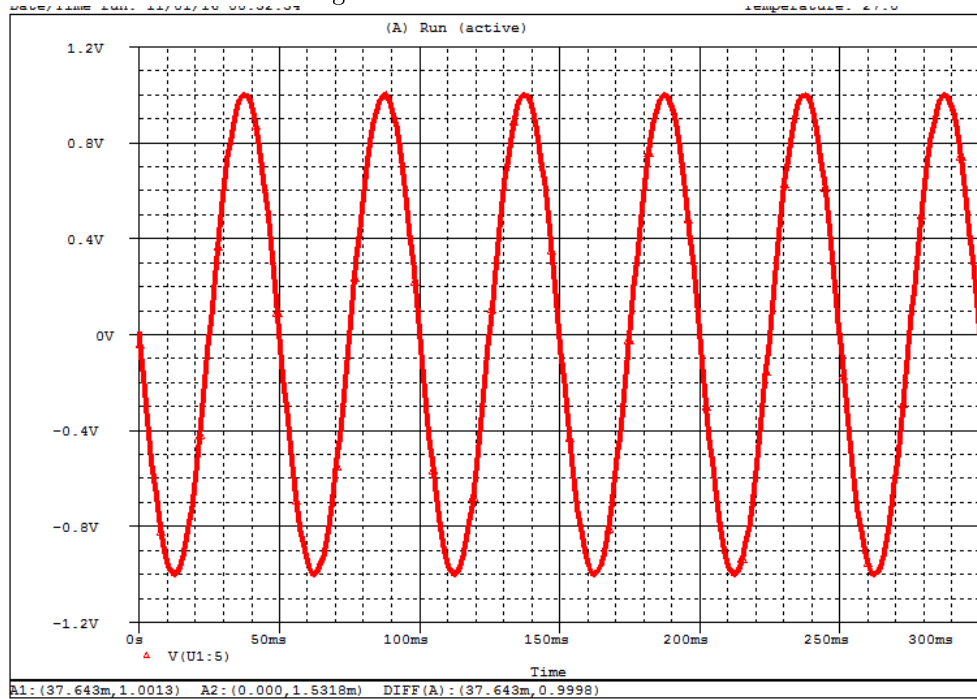
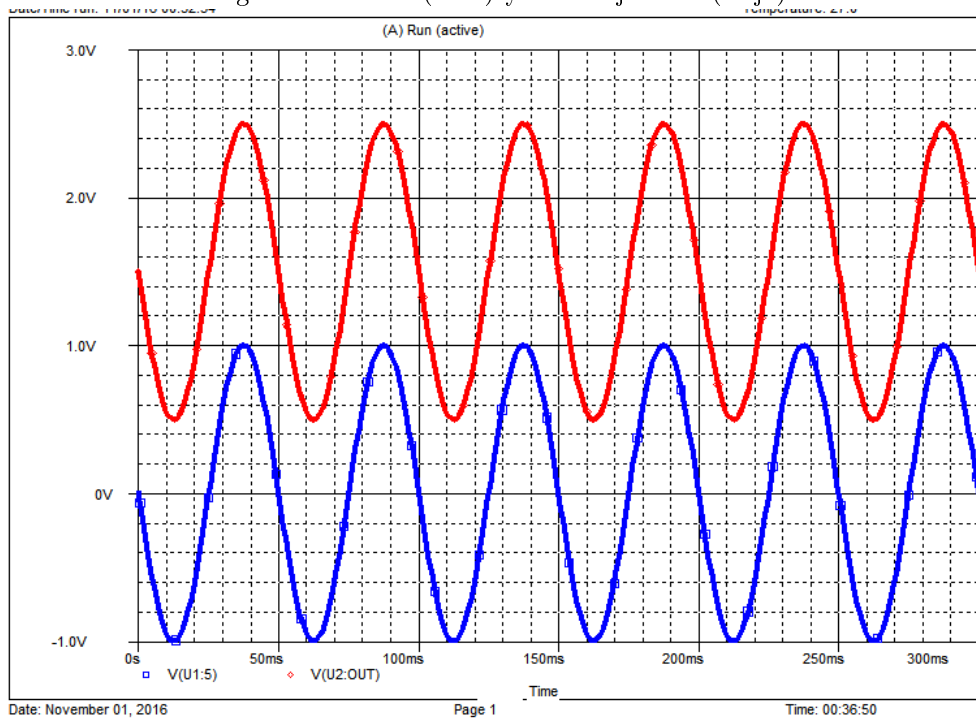


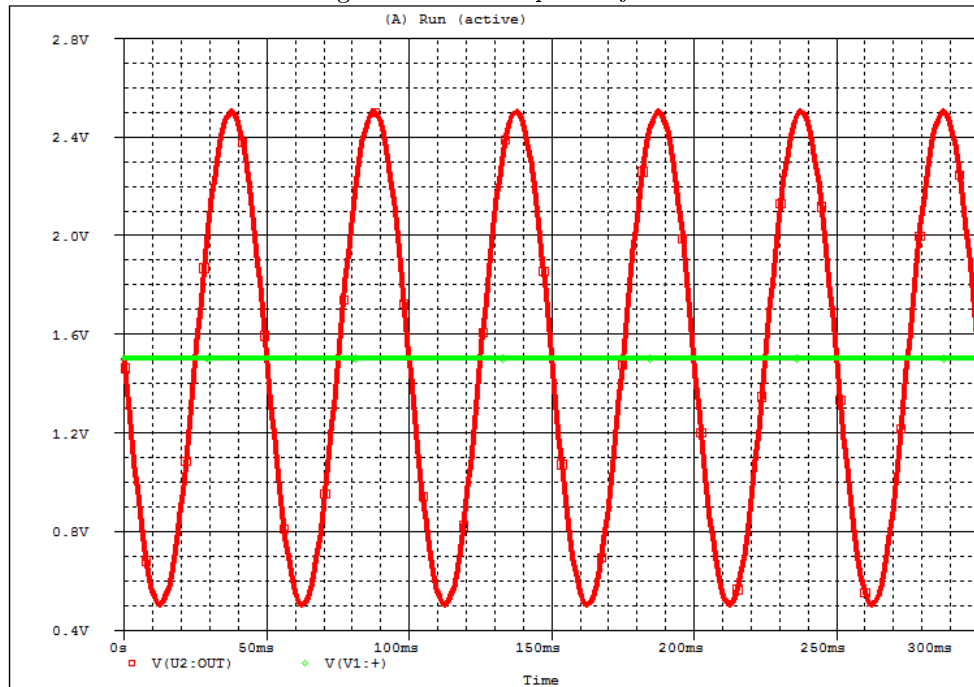
Fig. 41: Entrada (Azul) y salida ajustada (Rojo).



1. Convertidor Análogo a Digital (ADC):

Esta condición es implícita, el microcontrolador debe permitir digitalizar la señal del corazón con una resolución mayor al nivel de tensión menos significativo en la señal de electrocardiografía. Así

Fig. 42: Salida etapa de ajuste.



la resolución debe ser mayor a 8 bits.

2. Capacidad de memoria mínima:

La capacidad de memoria es una condición definida por otros aspectos como los son el tiempo de captura, la frecuencia de muestreo, la resolución, la longitud por posición de memoria del microcontrolador (8 bits, 16 bits, etc.) y la cantidad de señales que se desean almacenar de manera simultánea. Así la ecuación que definiría esta capacidad es:

$$N * T * F * \left(\frac{\text{Redondeo}(R)}{L} \right)$$

- T = Tiempo de Captura
- F = Frecuencia de Muestreo
- R = Resolución
- L = Longitud por posición de Memoria
- N = Número de electrocardiogramas que se desea almacenar

La resolución se redondea a múltiplos de la longitud por posición de memoria, puesto que no es posible ocupar parcialmente una posición de memoria sin intervenir los datos. Por ejemplo, una muestra de 10 bits en un microcontrolador con un formato de 8 bit por posición de memoria, ocuparía 2 posiciones aunque los 6 bits más o menos significativos sean NULOS.

En este punto es importante mencionar lo atípico que resulta hallar un microcontroladores con gran capacidad de memoria, algunos siquiera superan los KB. Por lo que pensar en la adquisición de 1 min de electrocardiografía puede salirse de las capacidades típicas de la mayoría de microcontroladores. Ante esto se postula una solución bastante usual, la utilización de una SD card. La SD permitiría entre otras cosas implementar un sistema de archivos como lo es la FAT convirtiendo nuestra información en un estado legible desde dispositivos cotidianos, como un PC o un teléfono celular. Adicionalmente, permite manejar una serie de archivos que complementen la información del paciente, como historial clínico y electrocardiogramas pasados.

Se decidió el uso del protocolo SPI para la comunicación con SD card puesto que es más común que la comunicación SD y requiere menos pines, lo que lleva a recordarle al lector que las MMC y las SD pueden operar bajo este protocolo.

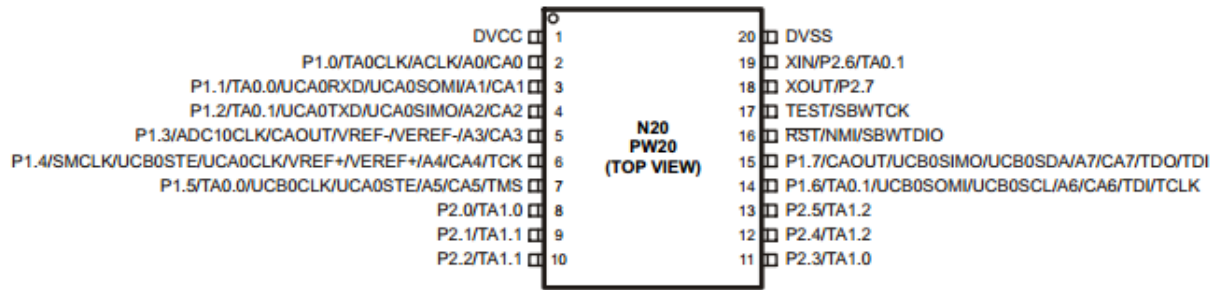
3. IDE y Tarjeta de Desarrollo:

Es fundamental que el microcontrolador que se seleccione venga acompañado de un entorno de desarrollo integrado (IDE), en lo posible gratuito. Ayudaría reducir costos de licenciamiento, pudiéndose así orientar los recursos a otros aspectos como el modelo visual o la adquisición de elementos más precisos. Adicionalmente si el microcontrolador posee un programador físico facilita el trabajo de diseño y desarrollo de la interfaz.

4. Bajo Consumo de Potencia:

Este tipo de proyectos tienen su mayor campo de acción en entornos poco clásicos. Ambulancias, centros móviles, entre otros. Por lo que resulta fundamental el ahorro energético para incrementar la autonomía en soluciones portátiles. Bajo consumo de potencia también es sinónimo de menos espacio.

Selección del microcontrolador Se seleccionó un microcontrolador de la familia TI por su bajo costo, su IDE gratuito y Launchpad. Adicionalmente un punto a favor es determinar value line de TI para generar una opinión en comparación a los tradicionales arduino y PIC. El microcontrolador seleccionado fué el MSP430G2553 de Texas Instrument.

Fig. 43: Top View MSP430G2553 de Texas Instrument, *fente: [17]*.

La familia MSP430, es una línea de microcontroladores de baja consumo, diseñado para soportar un sin número de aplicaciones. Las prestaciones junto con los 5 modos de bajo consumo hace del MSP430 el microcontrolador perfecto para aplicaciones portables. El microcontrolador tiene arquitectura 16 bits RISC CPU, 16 registros de 16 bits y generadores constantes que contribuyen a la generación de código eficiente. Cuenta con timer de 16 bits y convertidor análogo a digital de 10 bits de resolución, puertos para protocolo SPI y un DCO con frecuencia superiores a los 10 MHz.[17]

Texas instrument ha concebido las instrucciones del microcontrolador para que cada puerto o función sea enunciada previamente junto con los periféricos físicos. Así ha permitido asignar múltiples funciones a un mismo pin. Sin embargo esto hace más engoroso el trabajo, mientras en arduino las librerías son de uso gratuito y permiten utilizar el ADC en una sola línea de comando, en TI se debe construir su propio pull de rutinas. Otra opción es vincularse a una comunidad, sin embargo muchos de estos códigos no están revisados e incrementan el tiempo de desarrollo.[17]

Diseño de código: Para comenzar a escribir el código es indispensable definir las funciones que se ejecutaran y además se debe identificar entradas y/o salidas de cada función:

1. Conversión a digital

Se trabajó sobre las señales de electrocardiografía que han sido capturadas. Para esto, se tuvo que habilitar el ADC, el Timer y por supuesto el reloj. Únicamente se utiliza un pin, este es el pin A0 para el ADC.

2. Almacenamiento en SD

Para poder utilizar un periférico externo como lo es la tarjeta SD, se necesita configurar los pines pertinentes al protocolo SPI, configurar la FAT y definir el reloj para la tasa de bits del Slave. El protocolo SPI requiere 3 pines propios, más 1 pin de selección de dispositivo (CS).

3. Conversión a analógico

La salida para hacia el modulador es de tipo PWM ya que el microcontrolador no posee salida DAC, la señal es una señal cuadrada con frecuencia fija y ciclo útil variable, más adelante se describirá a fondo.

4. Leds

Cada led estándar requiere un puerto, configurado como salida.

El microcontrolador **MSP430G2553** dispone de 16 pines. 1 pin para el ADC, más 4 pines para la comunicación con la SD, más 1 pin de salida, más 2 pines para controlar la inicialización de captura ADC o salida PWM, y 4 pines para leds (Para informar el estado del microcontrolador). Ver Figuras 44 y 45.

Fig. 44: Microcontrolador Top View.

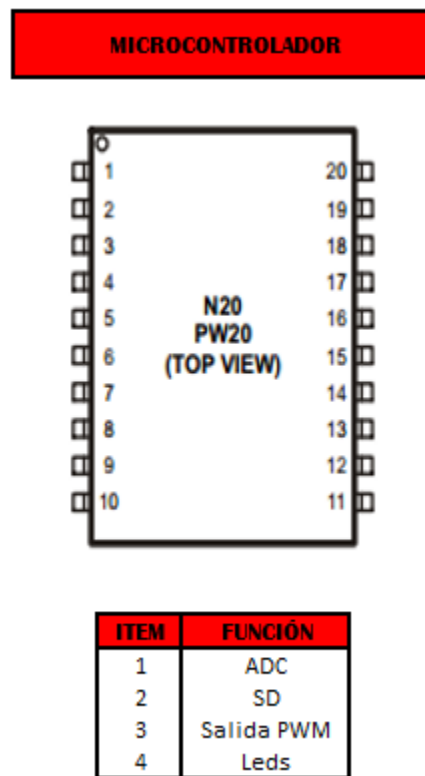
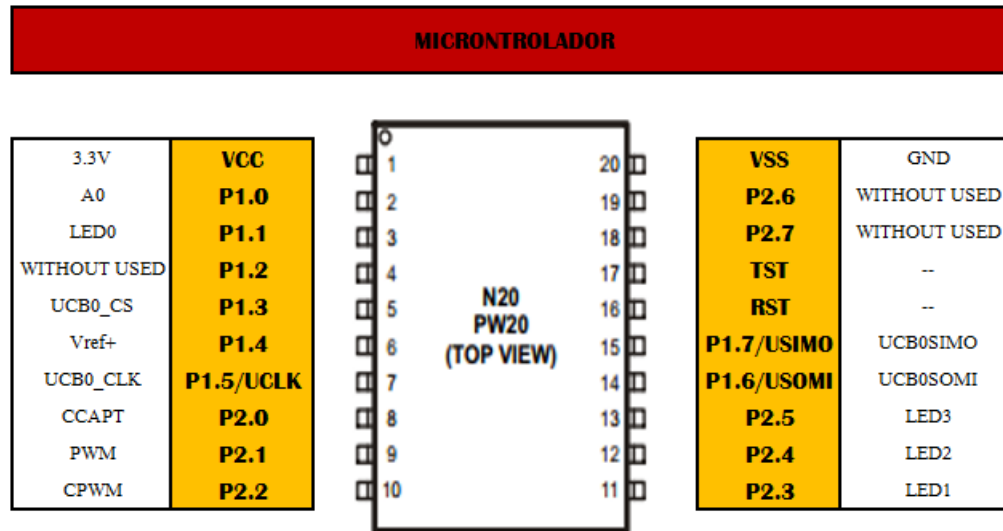


Fig. 45: Microcontrolador-Distribución de Pines



El microcontrolador se encarga de capturar a través del A0 la señal analógica, a la salida de la etapa de ajuste, para codificarla con 3 niveles de codificación y almacenarla en la SD. Bajo petición del usuario, el microcontrolador inicializa el proceso de salida para transmitir los datos almacenados. El hecho de almacenar los datos, elimina la necesidad de tener conectado al paciente, de modo que una vez capturada la señal, se puede transmitir la información en cualquier momento, siempre que las condiciones en la comunicación lo permitan (haya cobertura).

Captura:

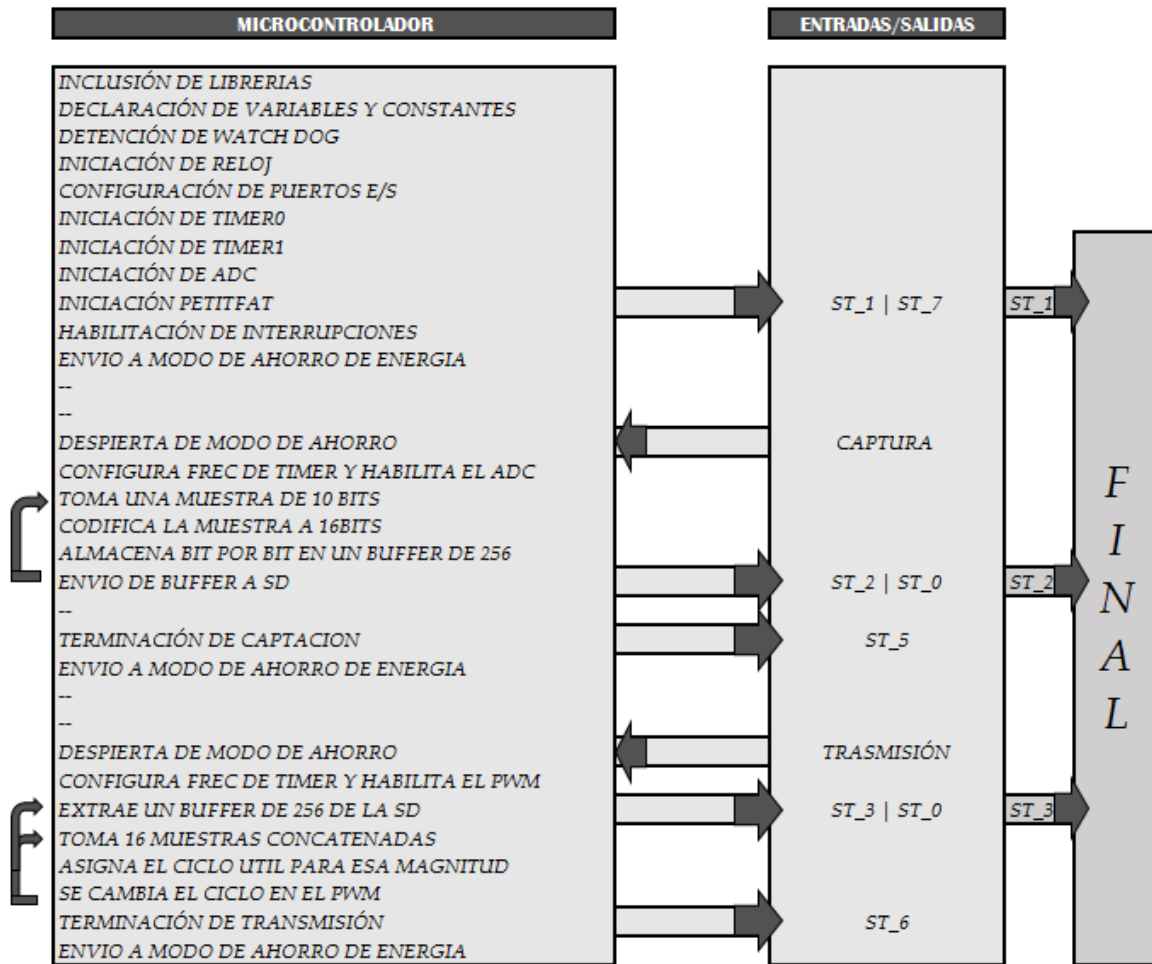
Se enciende el ADC para que tome 240 muestras por segundo, durante el tiempo de captura. Luego de capturar, se codifica las muestras y se almacena en bloques de 256 Byte en la SD. El tamaño del bloque se ha dispuesto así, gracias a que el MSP430G2553 posee una memoria limitada, es decir el buffer siguiente a 256 sería 512 y el microcontrolador no posee tal capacidad.

Trasmisión:

Para transmitir, debe haber información ya almacenada, no necesariamente del mismo instante. El proceso extrae de la memoria SD los bloques almacenados y los convierte en analógicos por medio del DAC, el proceso toma aproximadamente el mismo tiempo que la captura (un poco mayor por la diferencia en milisegundos entre escribir y leer los datos de la SD).

Se describió la línea de secuencia del microcontrolador, así como la interacción con las interrupciones y las causales de finalización del programa por error en el proceso. Ver figura 46.

Fig. 46: Microcontrolador-Diagrama de Interacción



En aras de facilitar la interpretación de la figura 46, se ha dispuesto las figuras 47 y 48. Las señales ST se representan en los leds (1 - 2 - 3). El led0, sirve para mostrar si esta encendido el microcontrolador y si se ejecuta un proceso. Las señales de control para inicialización de captura o transmisión habilitan la

interrupción correspondiente y poseen prioridad, es decir, una vez ordenada una interrupción cualquier proceso debe esperar a su culminación.

Fig. 47: Microcontrolador-Periferics to Core

ESTADOS MICROCONTROLADOR				
ITEM	P2.5	P2.4	P2.3	DESCRIPCION
ST_O_0	0	0	0	ESTADO PREDETERMINADO
ST_O_1	0	0	1	ERROR INICIALIZACIÓN
ST_O_2	0	1	0	ERROR ESCRITURA SD
ST_O_3	0	1	1	ERROR LECTURA SD
ST_O_4	1	0	0	SIN INFORMACION PARA TX
ST_O_5	1	0	1	CAPTURA TERMINADA
ST_O_6	1	1	0	TRANSMISION TERMINADA
ST_O_7	1	1	1	INICIALIZACION SATISFACTORIA

Fig. 48: Microcontrolador-Core to Periferics

INTERRUPCIONES			
ITEM	P2.2	P2.0	DESCRIPCION
0	0	0	ESTADO PREDETERMINADO
1	0	1	CAPTURA
2	1	0	TRASMISIÓN
3	1	1	DON'T CARE

La figura 49 muestra los archivos asociados al programa del microcontrolador, las extensiones `.h` son declaratorias y las `.c` son de sub-rutinas. Además en la carpeta `Output` en la parte inferior derecha, se encuentran los elementos configurados para la simulación. Es importante mencionar que los archivos `pff.c`, `pff.h`, `integer.h` son de uso libre y se encargan del funcionamiento del formato de archivo FAT.

Por su parte los archivos `diskio.c` y `diskio.h` están dispuestos para configurar de manera particular el código de bajo nivel entre el microcontrolador y la memoria SD. En este se definió el modo de

operación de la SD como SPI, se corrobora si es MMC, SD o otro dispositivo de almacenamiento. También se crean rutinas para enviar y recibir datos de forma síncrona.

Fig. 49: Archivos del Código Core

	Descripción
PTFT - Debug	
adc.c	Archivo de rutinas asociadas a el funcionamiento del adc
adc.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo adc.c
clk.c	Archivo de rutinas asociadas a el funcionamiento del reloj
clk.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo clk.c
diskio.c	Archivo de rutina de bajo nivel del sistema de archivo FAT
diskio.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo diskio.c
gpio.c	Archivo de rutinas asociadas a el funcionamiento de los puertos E/S
gpio.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo gpio.c
integer.h	Archivo declaratorio de tipos de enteros para el sistema FAT
interrupt.c	Archivo de rutinas asociadas a las interrupciones del main.c
interrupt.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo interrupt.c
main.c	Archivo principal. Contiene las interrupciones
mod.c	Archivo de rutinas asociadas a la codificación de los datos
mod.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo mod.c
mtm.c	Archivo de rutinas asociadas a la comunicación del μ controlador
mtm.h	Archivo declaratorio de la rutina del archivo mtm.c
pff.c	Archivo de rutinas de alto nivel asociadas al sistema de archivos FAT
pff.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo pff.c (PetitFatFs)
pffinit.c	Archivo de rutinas encargado de inicializar la SD y cargar la FAT
pffinit.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo pffinit.c
spi.c	Archivo de rutinas asociadas a el funcionamiento al protocolo spi
spi.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo spi.c
timer.c	Archivo de rutinas asociadas a el funcionamiento del timer
timer.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo timer.c
tx.c	Archivo de rutinas asociadas a la salida PWM hacia la etapa de audio
tx.h	Archivo declaratorio de las rutinas del archivo tx.c
Output	Archivos de salida
Core.dbg	Archivo de simulación .dbg
Core.hex	Archivo de simulación .hex

La figura 50, 51 y 52, muestran el código principal del microcontrolador, es aquí donde las rutinas convergen. La descripción es básica, una tabla de conexión de pines para facilitar la implementación, librerías para llamar los archivos.

El programa inicializa y configura los componentes. La instrucción `_enable_interrupt()` habilita todas las interrupciones y la instrucción `_low_power_mode_x()` envía a dormir al microcontrolador. Las interrupciones se declaran según el seudonimo asignado, el nombre de las interrupciones del puerto **P2** en el vector de interrupciones es `PORT2_VECTOR`, debe respetarse cada carácter. Para verificar el nombre de la interrupción, se debe constatar en el manual de usuario [17].

La interrupción `PORT2_VECTOR` es la encargada de atender las solicitudes generadas. Por su parte la interrupción por software del timer `TIMER0_VECTOR` se configura en **240 Hz** y tiene dos formatos, el primero modo activa el `ADC10` cada interrupción, codifica y almacena. Dada la frecuencia máxima de la muestra de electrocardiografía en **40 Hz (Fc=Filtro Pasa Bajas)**, este valor evidentemente supera el criterio de Nyquist y mantiene la forma en tiempo de la onda. El segundo modo enciende el `TIMER1`, el cual está dispuesto para la transmisión, define la frecuencia del PWM en **8 KHz** teniendo como reloj base **16 MHz** y varía el ciclo útil del PWM, a partir de la magnitud de la muestra leída desde la SD.

La tercera y última interrupción es la interrupción por el convertidor análogo digital `ADC10_VECTOR`. Esta interrupción del ADC de 10 bits de resolución, se genera de manera forzada como se mencionó antes, después de cada interrupción por timer, eso si el usuario generó la interrupción para capturar. El timer se configura de tal modo que cada vez que entre a la interrupción `TIMER0_VECTOR`, enciende el ADC para que capture una muestra. La muestra de 10 Bits queda almacenada en `ADC10MEM` y es eliminada de forma automática, apenas es leído y/u operado el registro. La información de 2x8 bits es codificada con 3 elementos que se ha decidido incluir para ejercicio académico.

La codificación tiene como objetivo detectar errores en la trama. La codificación únicamente aplica, si la información es digital. Sin embargo, por el momento únicamente se usará esta codificación como ejemplo académico, ya que la señal es convertida de vuelta a analógica para transmitirla, esto puesto que en 2G la voz y los datos recorren caminos diferentes. Adicionalmente, es importante mencionar que las comunicaciones móviles, implementan sus propios modelos de codificación, a continuación la codificación usada para este libro:

Fig. 50: Código main parte 1

```

/* =====
*
*   HECTOR WEREDIA HERNANDEZ
*   DIEGO ROSO VANEGAS
*   Universidad Industrial de Santander
*   EST _ Ingeniería Electrónica
*   CORE - MAIN - *.c
*
* =====*/
/*
   TABLA DE CONEXIÓN
-----
   N° | PIN | CONEXIÓN
-----
   1 | VCC | 3.3V
   2 | P1.0 | ADC_10BIT
   3 | P1.1 | LED
   4 | P1.2 | WITHOUT USED
   5 | P1.3 | UC00_CS
   6 | P1.4 | Vref+ (3.3v)
   7 | P1.5 | UC00_CLK
   8 | P2.0 | PtoC_LSB
   9 | P2.1 | PWM_TX
  10 | P2.2 | PtoC_MSB
  11 | P2.3 | CtoP_LSB
  12 | P2.4 | CtoP_MSB
  13 | P2.5 | CtoP_MSB
  14 | P1.6 | UC00SOMI
  15 | P1.7 | UC00SOMO
  16 | ---- | RESET
  17 | ---- | TEST
  18 | P2.7 | WITHOUT USED
  19 | P2.6 | WITHOUT USED
  20 | VSS | 0 - GND

-----
| * | | |
- | 1 | 20 | -
- | | | -
- | MSP430 | -
- | UFS | -
- | EST | -
- | | -
- | | -
- | | -
- | 10 | 11 | -
-----
*****ASK*****

*/

/* LIBRERIAS */

#include "msp430.h" // Librería Micro MSP430
#include "diskio.h" // Librería que comunica SD - MICRO
#include "pff.h" // Librería del formato de archivo FAT16
#include "pffinit.h" // Librería de Comandos de inicialización PTF
#include "spi.h" // Librería de funciones protocolo SPI
#include "clk.h" // Librería de declaración del main CLK
#include "mod.h" // Librería de la codificación de los datos
#include "tx.h" // Librería de la salida del microcontrolador
#include "adc.h" // Librería de funciones del ADC de 10 bit
#include "gpio.h" // Librería de organización de pines de E/S
#include "timer.h" // Librería de funciones del Timer
#include "mts.h" // Librería de comunicación del microcontrolador
#include "interrupt.h" // Librería para declara interrupciones

```

Suma de Parejas (SP):

Fig. 51: Código main parte 2

```

/* DEFINICIONES */
#define BS 2
#define BP 6
#define BC 7

/* DECLARACION VARIABLES */

FATFS fs; // Variable obligatoria en el formato de la FAT
unsigned char status=1;
unsigned int Cact=0;
unsigned char Buffer[256]; // Buffer de almacenamiento - Tamaño 256
WORD w;
char file[6]="SD.txt"; // Archivo .txt
char *ptr; // Puntero del nombre del archivo
int Temp,Temp2=0;

/* PROGRAMA PRINCIPAL */

void main(void)
{
    WDCTL = WDTPW + WDTOLD; // Detiene el WatchDog

    /* INICIALIZACION DE LOS MODULOS */

    CLK_INIT(); // Inicializa el CLK
    CORE_IO_INIT(); // Inicializa los pines de E/S
    TIMER_INIT(); // Inicializa el timer
    TIMER1_INIT(); // Inicializa el timer1
    ADC_INIT(); // Inicializa el ADC

    if((status==PFF_INIT())!=0){ // Inicializa PFFT
        ST_O_10(); // Señala un error de inicialización
    }else {
        ST_O_70(); // Aprueba la inicialización *
        LED_ON();
    }
    CLEAR_FLAG_PORT2(); // Limpia las señales de bandera del puerto P2
    __enable_interrupt(); // Habilita las interrupciones en general
    __low_power_mode_0(); // Envía al modo de ahorro de energía
}

/* COMUNICACION DEL MICROCONTROLADOR - ESTADOS */

#pragma vector = PORT2_VECTOR // Interrupcion por pines del puerto P2
__interrupt void COM_STATE(){
    __delay_cycles(48000000);
    LED_OFF();
    __delay_cycles(48000000);
    IRT_PORT2(); // Rutina de interrupcion del puerto P2 para seleccion de modo
    LED_ON();
    __delay_cycles(16000000);
}

```

Esta primera codificación usa la suma de partes de la muestra para corroborar la información. En particular se ha decidido sumar 5 parejas de bits de la muestra de 10 bits, es decir,

$$SP = (10, 9) + (8, 7) + (6, 5) + (4, 3) + (2, 1)$$

Cada pareja puede ser máximo 3, por lo que la suma de los 5 pares da máximo 15, número que se representa en 4 bits. Ejemplo:

$$Trama = 0b0001101111$$

Fig. 52: Código main parte 3

```

/*      INTERRUPTON POR TIMER      */
#pragma vector=TIMER0_A1_VECTOR      // Interrupcion por software del timer A0 ***
interrupt void TIMER_INTERRUPT(){
    IRT_TIMER();                      // Rutina de interrupción del Timer en modo CAPT. o TRAS.
}

/*      CONVERTIDOR ANALOGO DIGITAL DE 10BITS      */
#pragma vector=ADC10_VECTOR          // Interrupcion por software del ADC_10 ***
__interrupt void ADC10_ISR_HOOK(){
    int Data;
    char D_SD;
    Data=ADC10MEM;                   // Muestra de 10BIT del ADC
    D_SD=(char)Data;                 // Almacena en D_SD los 8 LSB de la muestra

    for(char j=0;j<8;j++){          // Envia al buffer los datos D SD bit a bit en ASCII
        Buffer[Temp2]=0x30+((D_SD>>j)&0x01);
        Temp2++;
    }

    D_SD = (char)(Data>>8);          // Almacena en D_SD los 8 MSB
    D_SD|=(SUM_PAR(Data)<<8);        // Modifica bit BIT10 - 13 Suma de pares
    D_SD|=(PARIDAD(Data)<<8);       // Modifica el BIT14 por un BIT de Paridad
    D_SD|=(CNT_ONE(Data)<<8);       // Modifica el BIT15 por un BIT según los 1s
    for(char j=0;j<8;j++){          // Envia al buffer los datos D SD bit a bit en ASCII
        Buffer[Temp2]=0x30+((D_SD>>j)&0x01);
        Temp2++;
    }
    ADC_OFF();                      // Cierra la interrupción por ADC
}

```

$$(10, 9) \Rightarrow 0b00 \Rightarrow 0$$

$$(8, 7) \Rightarrow 0b01 \Rightarrow 1$$

$$(6, 5) \Rightarrow 0b10 \Rightarrow 2$$

$$(4, 3) \Rightarrow 0b11 \Rightarrow 3$$

$$(2, 1) \Rightarrow 0b11 \Rightarrow 3$$

$$SP = 0 + 1 + 2 + 3 + 3 = 9 = 0b1001$$

Bit de Paridad (BP):

En la codificación es común que se encuentren bits redundantes que son conocidos como Bits de paridad y que sirve verificar la trama. En este caso el bit de paridad es el Bit 2 (posición 3). Ejemplo:

$$Trama = 0b0001100101$$

$$BP \Rightarrow 0b1$$

Contador de Unos (CU):

El último elemento que se ha incorporado es un contador de unos que pone cero (0) si hay 1, 3, 5, 7, 9 unos y uno en el bit CU (1) si hay 0, 2, 4, 6, 8, 10 unos. Ejemplo:

$$\text{Trama} = 0b0001101111$$

$$\text{Cantidad}(1) = 6$$

$$\text{CU} = 0b1$$

Cada paquete de 16 bits (2x8bits) queda distribuido de la siguiente forma:

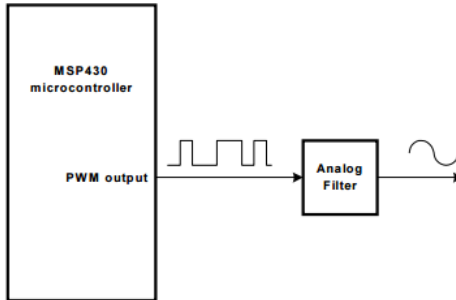
Fig. 53: Trama de 16 Bits

**DAC**

Se decidió usar un PWM como salida analógica, en ausencia de un DAC tradicional.

La resolución del DAC-PWM depende de la división entre la frecuencia del reloj base (16 Mhz) y la frecuencia del PWM (8 Khz), con esto entre mayor la razón entre las frecuencias, mas puntos por ciclo tiene el PWM, lo que a su vez incrementa la sensibilidad del ciclo útil.

Como lo menciona la literatura el ciclo útil de una señal cuadrada es proporcional al nivel de DC de la señal, por lo que si se escoje una frecuencia lo suficientemente baja comparado con la frecuencia del reloj base y lo suficientemente alta comparado con la señal moduladora, se obtiene un DAC con buenas prestaciones, en este caso en el orden de los 11 bits [17]. A esta configuración se le debe agregar un filtro pasivo, pasa bajas, con frecuencia de corte cercana a la frecuencia máxima (240 Hz) de la señal moduladora [17].

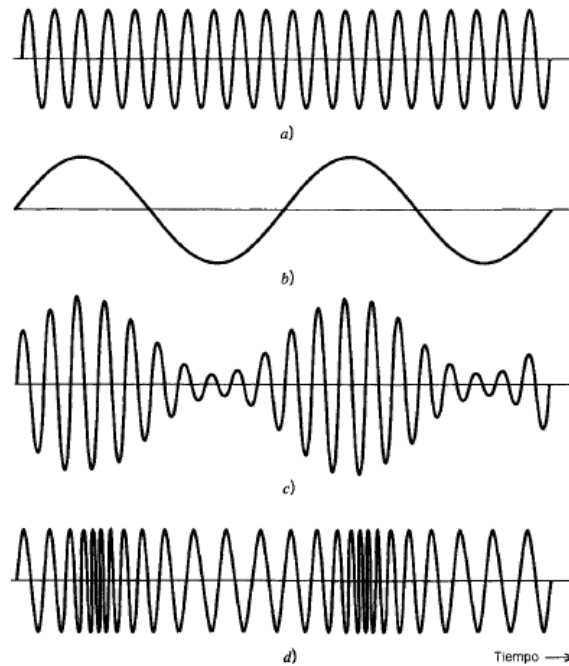
Fig. 54: Salida del PWM del Microcontrolador, *fuentes: [17]*

2.1.5 Etapa de modulación: La modulación tiene su fundamento en sistemas de comunicación en donde la información no posee las características espectrales del canal. Estas señales de información se conocen como señales en banda base. Llamamos a una señal modulada al presentar un corrimiento en su intervalo de frecuencias y se define la modulación como el proceso en el que alguna característica de una señal que se conoce como portadora cambia de acuerdo con la señal de información (moduladora). La modulación se puede clasificar como modulación analógica y digital [15].

Modulación analógica o de onda continua: En la modulación de onda continua, se hace aprovechamiento de la onda senoidal en función de ser la onda portadora. Se utiliza cuando la señal de información es analógica y actualmente sigue vigente en emisoras de radio difusión por su simplicidad a la hora de implementar. Las formas de modulación analógica más comunes son modulación en amplitud (AM) y modulación en frecuencia (FM).

Modulación digital: La modulación digital como su nombre lo indica es modulación aplicada a señales digitales. Tuvo su auge con la pluralización de los sistemas digitales y ha cambiado la forma de ver el mundo, desde mejoras en la calidad del audio hasta aumento en las resoluciones de las imágenes que se perciben a través de nuestros electrodomésticos.

Fig. 55: Modulación Analógica, fuente: [27].



Algunas de las características de la modulación digital son:

- Inmunidad frente al ruido.
- Permite codificar o encriptar la información.
- Detección y corrección de errores

Las formas de modulación digital más comunes son ASK, FSK, PSK, QAM.

Dadas las características espectrales de la señal de salida del microcontrolador, es importante preguntarse acerca de la necesidad de modularla. Que ventajas proveen las formas de modulación y que sacrificios representan? En contra parte a esto, que sucede con la información espectral de la señal de salida del microcontrolador si no es modulada?

En general las modulaciones representan espacio y energía de hardware. Las modulaciones de amplitud desfavorecen la forma de onda de la señal dada su poca adaptabilidad al canal. Por su parte, las modulaciones en frecuencia dispersan la potencia a su vez que incrementa el ancho de banda consumido.

En cuanto a la modulación digital, la señal tal y como se encuentra, posee la misma ventaja de inmunidad al ruido del canal, dada su facilidad de reconstrucción de símbolos. Es importante recordar que la señal es almacenada y luego transmitida, por lo que de plano no se contempló la posibilidad de su funcionamiento

en tiempo real, así la situación pasa a ser, ¿cuánto demora la transmisión?

El tiempo de transmisión depende de la tasa de bits de la señal, de este modo es importante escoger la tasa de bits en un balance entre la disposición del canal y la reducción de tiempo de transmisión. Si se toma como ejemplo una señal binaria 1010101010... periódica y se representa en series de Fourier el resultado es:

$$s(t) = A * \frac{4}{\pi} * \sum_{k=1}^{\infty} \frac{\text{sen}(2\pi * k * f * t)}{k} \quad (K = \text{impar})$$

El ancho de banda del canal de audio de la telefonía móvil va desde 300 Hz hasta 3400 Hz. Si se consideran las primeras cuatro (4) componentes de la señal, los límites de la frecuencia serían

$$7 * f < 3400Hz$$

$$f > 300Hz$$

$$R_b = 2 * f \quad R_b = \text{Tasa_bits}$$

Por tanto el rango de frecuencias está desde 300 Hz a 480 Hz. La frecuencia se podría seleccionar en 400 Hz porque esta resultaría fácil de replicar con el reloj de 12 KHz del microcontrolador. La tasa de bits sería entonces 800 bps y el tiempo de transmisión sería algo más de 5 min por cada 1 min de captura. Sin embargo, es importante analizar un aspecto más. La telefonía móvil de segunda generación, usa diferentes procesos a la hora transmitir datos o voz. Por cuestiones que resultan obvias, el interés de este libro es el canal de voz, concepto que en generaciones posteriores (3G, 4G), convergen a un único modelo, este concepto se conoce popularmente como "todo ip"[8].

Retomando, el canal de voz de GSM (2G) contiene un codificador de voz, llamado VoCoder, que se encarga de comprimir la información de audio muestreada a 8 KHz a una resolución de 13 bits (Rate de 104 Kbps) a 13 Kbps. Este submuestreo tiene gran impacto sobre señales transmitidas por el canal de voz.

En pruebas realizadas anteriores a este libro [24] [25] [9], se concluyó que las modulaciones digitales que

mejores prestaciones proveen (BER y/o Bit Rate) son PSK y QAM y que por su parte la modulación FSK, ASK y la transmisión de datos sin modular, presenta altos índices de deterioro en el canal de voz. En cuanto a la modulaciones analógicas, se puede decir que los productos de referencia en el mercado como por ejemplo, Aerotel Medical System, usan FM con frecuencia de portadora cercanas a 1850 Hz. Además los modelos de implementación de PSK y QAM incrementa la dificultad, comparados por ejemplo con FM. Como valor agregado FM, ha sido testeado por un referente mundial y es utilizado en sus productos comerciales. [8].

En la cuadro 2 se compara las modulaciones y se aclara porqué FM se considera la mejor opción.

El modulador FM se construyó a partir del VCO del integrado XR2206.

2.1.6 Etapa de audio: El diseño de la etapa de audio supone un análisis ya que, existen 2 formas de ingresar las señales eléctricas al terminal celular por el canal de audio. La primera a través del micrófono del mismo terminal celular y la segunda a través de una conexión en el puerto auxiliar siempre que el terminal móvil lo permita.

La primera opción requiere el uso de un amplificador de baja potencia, en lo posible menos de un 1W y una bocina que convierta la señal eléctrica en señal sonora. Esto supone dos problemas, espacio y energía. Por su parte la segunda opción requiere únicamente el acondicionamiento de un conector TRRS a la salida del microcontrolador configurado como entrada de micrófono; un aspecto que debe tener en cuenta en esta segunda opción es el rango de entrada de este puerto. El rango de entrada máximo esta en el rango de los 200 mV, valores por encima saturan la entrada. Adicionalmente se tiene una ventaja con el segundo modo, la disminución del ruido.

La figura 56 muestra las conexiones del adaptador TRRS en el estándar CTIA para los terminales celulares con fabricación posterior a 2012.

La señal que se ingresará por la entrada auricular del celular debe pasar por un divisor de tensión y un seguidor de voltaje para variar la amplitud de la señal y balancear el circuito, por ultimo se debe agregar un filtro pasa altas pasivo y una impedancia de acople superior a 1 Kohm, normalmente ajustada a 1.5 Kohm. La salida de la resistencia de 1.5 Kohm se conecta al pin microphone del TRRS con referencia a tierra. Ver figura 57.

Tab. 2: Comparación Modulaciones

Modulación	Ventajas	Desventajas
FM	1) Presenta buena relación señal a ruido, esto puesto que la mayoría del ruido se traduce en cambios en niveles de amplitud, por lo cual, limitando las componentes a sólo las variaciones de frecuencia es posible removerlo fácilmente. 2) Mantiene una amplitud constante a pesar de las variaciones en los valores analógicos de la señal de entrada, haciéndolo ideal para las aplicaciones móviles o de audio. 3) No requiere ningún tipo de especificación a la hora de utilizar amplificadores lineales en el transmisor. Al pasar por el Vocoder, no presenta una atenuación elevada ni se suprimen componentes espectrales respecto a la frecuencia de portadora.	Las bandas espectrales para una modulación FM teóricamente se extienden hasta el infinito, y el hecho de realizar una limitación a través de algún tipo de filtrado hace que se agregue un nivel de distorsión a la señal, que en algunos casos se puede tornar inaceptable.
ASK	1)Presenta una alta simplicidad a la hora de realizar la implementación, ya que solo tendremos señal cuando se presente un alto en la cadena de datos, en otros instantes de tiempo será cero.	Al atravesar el Vocoder, debido a que presenta un patrón concentrado sobre la frecuencia de portadora se suprime luego de pasados unos segundos, por lo cual, en el receptor sólo se visualizan datos para los primeros instantes de transmisión. 2) El hecho de presentar una alta susceptibilidad al ruido, sumado a los efectos de supresión del VoCoder, genera una problemática a la hora de escoger correctamente el decisor de umbral en la respectiva demodulación. 3)Adicionalmente, el tiempo de envío se incrementa debido a la limitación presente sobre la tasa de transmisión impuesta por el canal [25][26][27].
FSK	1)Presenta una menor susceptibilidad a los errores en transmisiones de datos. 2)Su fase y amplitud permanecen constantes durante cada intervalo de bit. 3)Presenta una alta facilidad a la hora de su implementación.	1)El demodulador debe determinar en cada instante de tiempo que frecuencia corresponde con la señal recibida respecto a las dos frecuencias portadoras. Al pasar por el Vocoder, debido a que el espectro de la señal varía entre dos frecuencias principales, éste realiza una supresión de una de las dos bandas espectrales, debido a que la voz no contiene cambios instantáneos tan bruscos en su espectro, lo cual se traduce posteriormente en una amplitud, fase y frecuencia constante, lo que conlleva a que posteriormente sea eliminada por el VoCoder. 2)Para una operación adecuada se deben manejar tasas de bits reducidas, menores incluso a las alcanzadas por el ASK y aún así se manejarían tasas de error intolerables [25][26][27].

Fig. 56: Conexiones del Adaptador TRRS, fuente: [20]

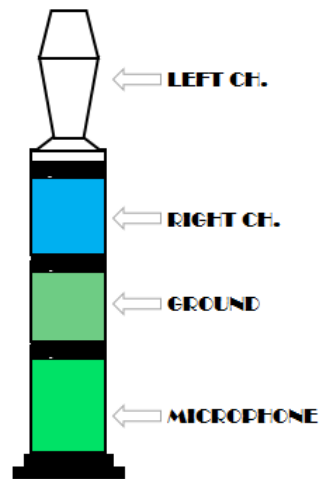
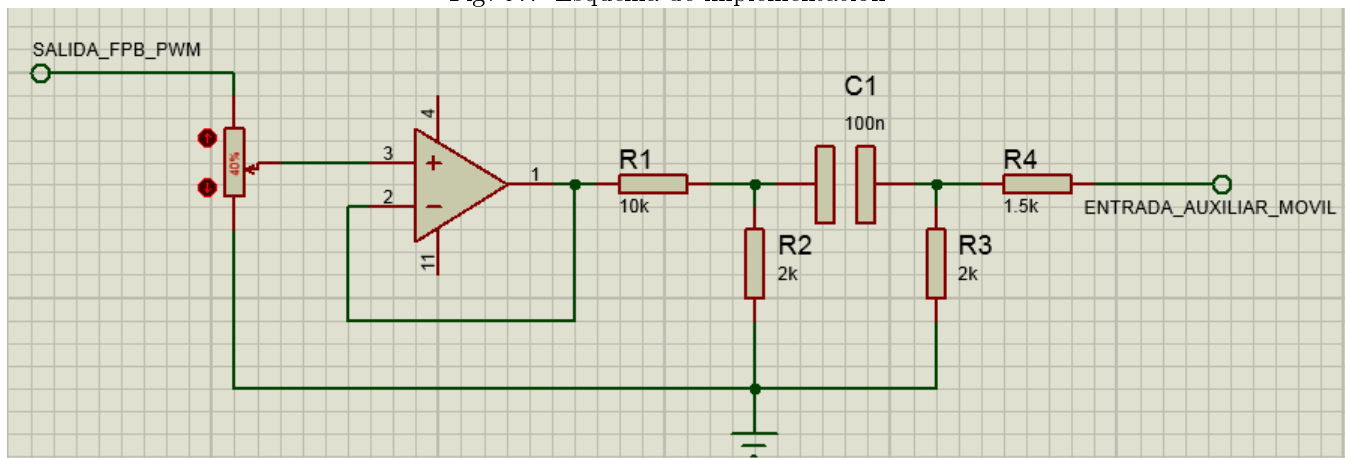


Fig. 57: Esquema de implementación



Con la conexión al terminal celular y la realización de la llamada telefónica se da por terminado el módulo de transmisión. Queda describir el módulo de recepción y analizar los resultados.

2.2. MÓDULO DE RECEPCIÓN

El segundo módulo se ha denominado recepción por el objetivo general de la misma y así poder presentar la señal de electrocardiografía de forma visual. La señal se presentará a través de una interfaz de cómputo.

El módulo de recepción, está compuesta por 3 etapas:

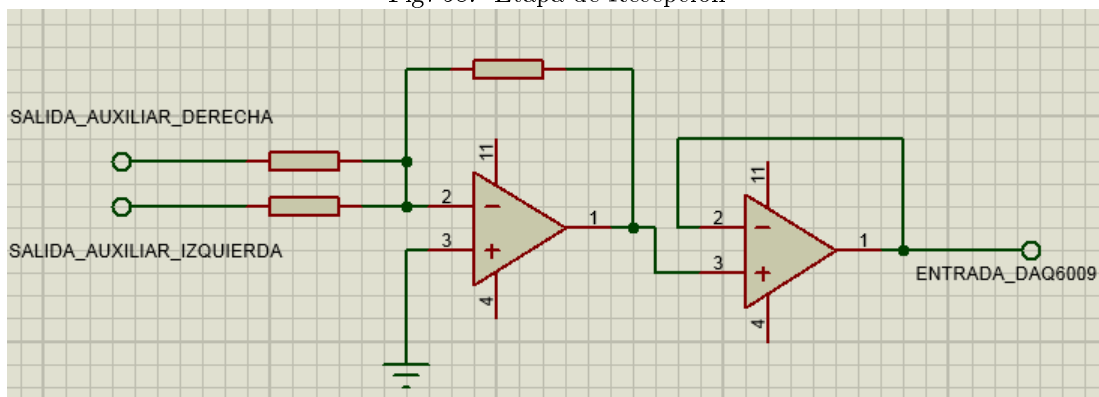
- Etapa de Adecuación
- Etapa de Procesamiento

- Etapa de Presentación gráfica

2.2.1 Etapa de adecuación En la etapa de adecuación se debe realizar el mismo análisis que se realizó en la etapa de audio del modulo de trasmisión. El terminal celular posee 2 modos de salida, la salida de la bocina o la salida auxiliar.

La salida a través de la bocina requiere en este caso menos espacio, puesto que se puede utilizar el micrófono del equipo de cómputo para recibir la información. Sin embargo, se sumaría el ruido del ambiente a la señal de salida, lo que complicaría la detección la información. Por su parte, la salida auricular supone un dispositivo adicional, pero provee mejores prestaciones para la información. Por tal motivo es aconsejable utilizar la segunda opción, en este punto el espacio deja de ser crítico y por el contrario, entre mejor sea la calidad de la información más fácil es el tratamiento digital. A continuación se presenta el circuito de adecuación de la señal del teléfono celular a través del puerto auricular.

Fig. 58: Etapa de Recepción



Se debe ajustar el circuito con un conector TRRS o TRS (compatible), pero esta vez con los pines GROUND, RIGHT CH. Y LEFT CH. Ver figura 58. Luego de adecuar el conector, las señales pasan por un sumador inversor con ganancia variable y por último se balancea el circuito con un seguidor de voltaje. A la salida del seguidor debe haber una conexión a la tarjeta de adquisición DAQ6009. Es decir, usando los pines GND y Ax.

La señal que será ingresada a través de la DAQ al equipo de cómputo será procesada por el demodulador FM, de la señal que ingreso al celular en la etapa de audio. El ancho de banda del puerto esta en el rango de 20 Hz a 15 KHz, por lo que no supondra ningun inconveniente con la señal que se recepta.

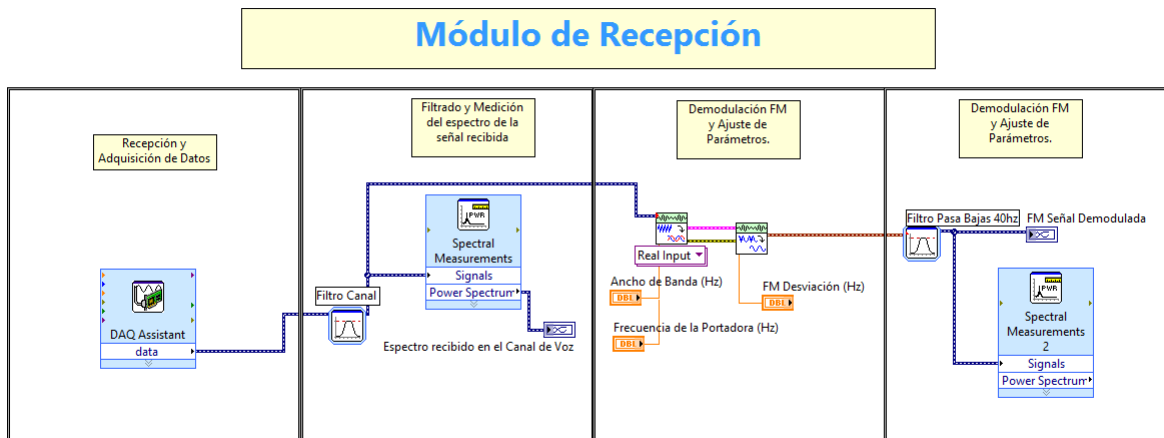
2.2.2 Etapa de procesamiento El procesamiento de la señal que se recibe por el puerto de la tarjeta DAQ en el equipo cómputo, se realizará a través de un instrumento virtual en Labview. Adicionalmente se presentará un modelo desarrollado en Excel y otro Labview como alternativa en caso que la información cardiaca sea enviada desde el .txt alojado en la memoria SD a través de internet.

Labview es una plataforma conocida a nivel mundial que permite a través de un lenguaje gráfico la implementación de esquemas de instrumentación y control. Posee gran variedad de elementos pre-configurados clasificados como controladores e indicadores.

El instrumento de labview se ha dividido en 4 partes, la primera se encarga de muestrear la señal analógica FM, la segunda se encarga de realizar un prefiltrado en base a la frecuencia que es admitida por el canal de voz 300 Hz a 3400 Hz y a su vez realizar una medición del espectro de la señal recibida, garantizando que se obtiene la mayor potencia espectral concentrada sobre la frecuencia de portadora, en la tercera parte, se realiza la respectiva demodulación de la señal modulada y se ingresan los parámetros utilizados a la hora de realizar la modulación, finalmente, en la última parte se realiza un filtrado de 40 Hz con el fin de obtener nuevamente la señal de electrocardiografía enviada inicialmente así como su respectivas mediciones espectrales.

A continuación se presenta la herramienta virtual para demodular FM en la figura 59. Adicionalmente los modelos de las figuras 60 y 61 son útiles como medio alternativo (internet) o cuando no es necesario cubrir distancias. Estos extraen los datos de la memoria SD, decodifican y si los 3 métodos de codificación pasan la verificación, grafican la muestra.

Fig. 59: Demodulador FM en Labview



2.2.3 Etapa de presentación gráfica Es la etapa final y la más sencilla, se mostrarán los 2 modelos de los entornos visuales. Primero el entorno de Labview, en caso de transmitir la información modulada en FM, se observarán intercambiables donde se visualizará la señal de electrocardiografía y un módulo secundario donde se corrobora el espectro de la señal. Ver figura 62, 63 respectivamente.

Fig. 60: Decodificador de datos vía internet Labview

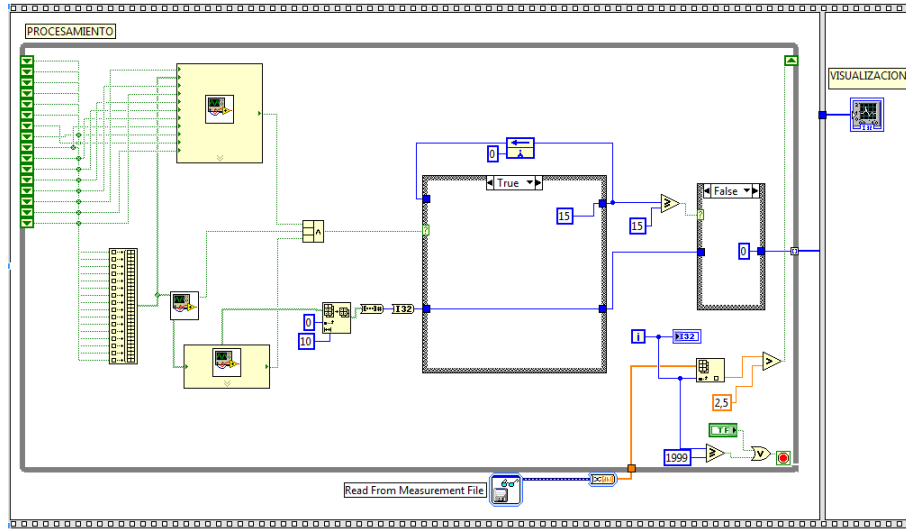
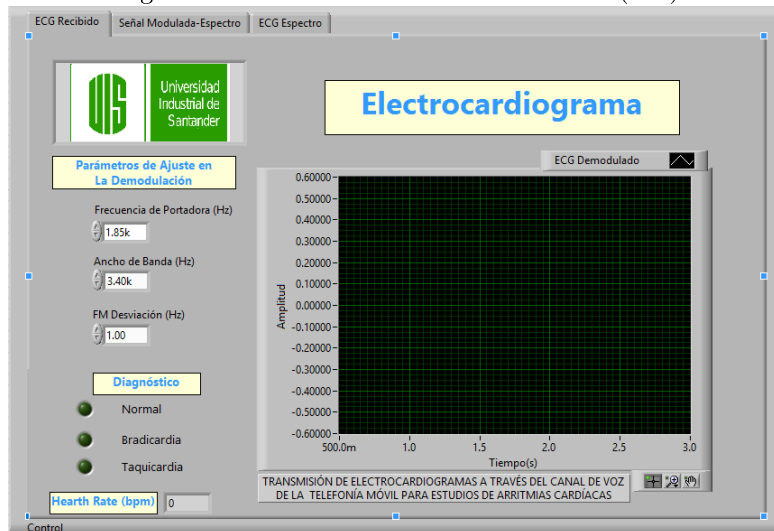


Fig. 61: Módulo de decodificación: Bit Paridad

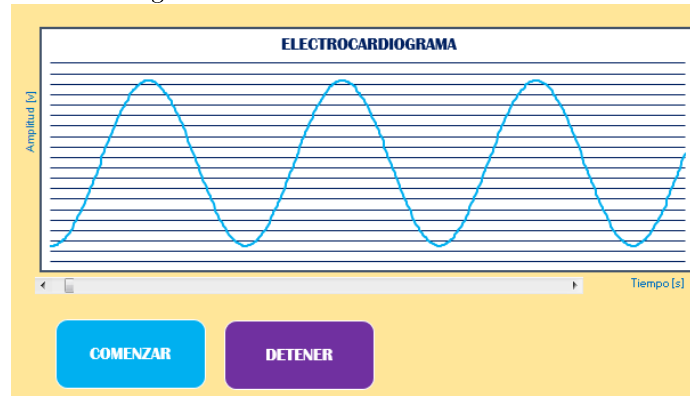
#	10	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	15	16	11	#	TIME	VALOR
1	1	0	0	1	1	1	0	0	1	0	0	1	1	0	1	0	TRUE	TRUE	TRUE	1	0,00	0,49628006
2	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	0	1	1	0	0	0	TRUE	TRUE	TRUE	2	0,00	0,489984975
3	1	1	0	1	1	0	0	0	1	0	0	1	0	1	1	0	TRUE	TRUE	TRUE	3	0,01	0,48339844

Fig. 62: Visualización Gráfica en Labview (FM)



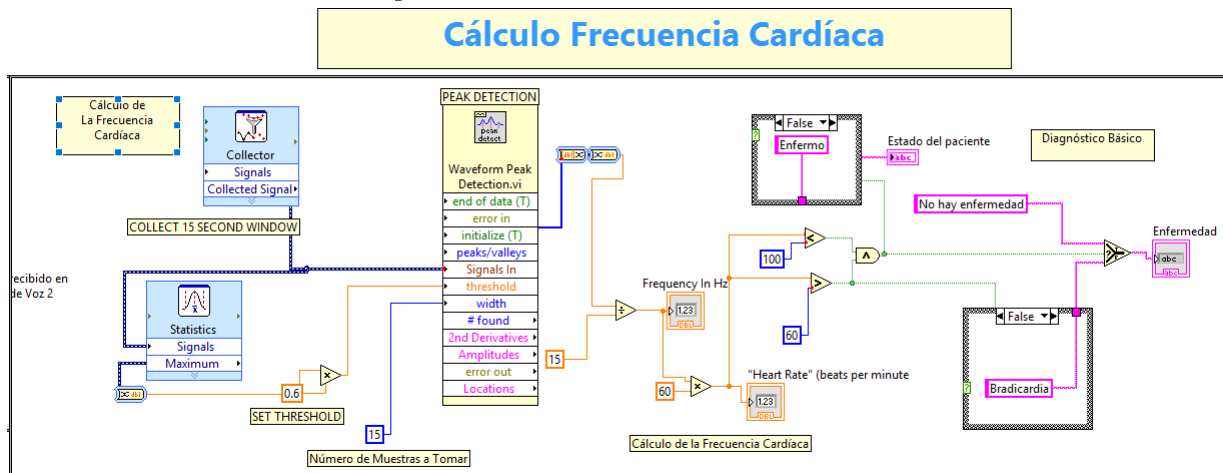
A continuación, se explicará como se realizó el cálculo para realizar un diagnóstico inicial con base a la frecuencia cardíaca de la señal recibida. Para ello, se coloca inicialmente un colector para retener durante por lo menos 1 minuto la señal recibida, con el fin de obtener las características transitorias de la bioseñal a través de un módulo propio de Labview conocido como Detector de Picos (Waveform Peak Detection), determinamos cuantos picos debe esperar el detector (en este caso se dejó en 15, pero no es un

Fig. 63: Visualización Gráfica en Excel



valor obligatorio) y posteriormente se realiza la conversión matemática para obtener el número de latidos por minuto. Finalmente, se realiza un ajuste visual del mismo para que se enciendan los Leds con base a el estado del paciente (Normal, Bradicardia o Taquicardia) y se visualiza el valor obtenido. A continuación en la figura 64 se muestra el diagrama de bloques:

Fig. 64: Cálculo de la Frecuencia Cardíaca



3. PRUEBAS Y RESULTADOS

En el comienzo de este capítulo, se quiere dejar claro que la simulación es una herramienta de apoyo estratégicamente importante. Sin embargo la implementación real es la que genera un punto de inflexión sobre los diseños realizados e implementados. Son las pruebas, el paso final y el más importante, arrojando las verdaderas conclusiones sobre el diseño implementado.

Las pruebas deben elaborarse peldaño a peldaño para asegurarse de no omitir posibles falencias y tener un panorama más amplio del proceso. Por tal motivo, se propuso una estructura segmentada de las pruebas, que permita al lector evaluar los conceptos descritos en el capítulo anterior. Por último, se presentará el diseño en conjunto y se generarán las respectivas conclusiones.

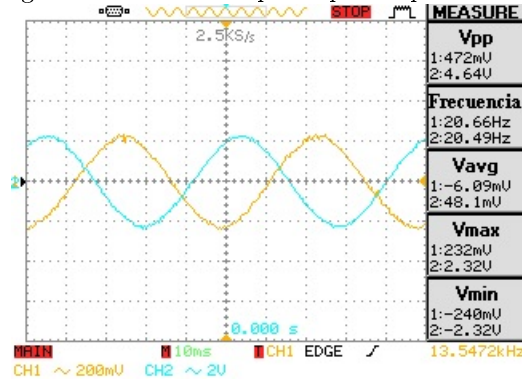
3.1. PRUEBAS DEL CANAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA

En la construcción del canal de ECG, se diseñaron las etapas de pre-amplificación, filtrado y ajuste, he aquí los resultados individuales y en conjunto, tanto de la señal procedente del generador como la señal de electrocardiografía:

Pre-amplificación En la etapa de pre-amplificación se verificó la ganancia proporcionada por el amplificador de instrumentación, y el nivel de offset que se coloca como referencia a tierra en el pin 5 del INA 128. Primero se realizó con una onda senoidal de 20 Hz y con amplitud de 470 mVpp. A la salida se obtuvo una amplitud de aproximadamente 4.64 Vpp con un nivel de DC de 0 V. Los resultados se muestran en la figura 65

- $V_{in} = 470 \text{ mVac}$
- $V_{out} = 4.7 \text{ Vac}$
- $V_{off} < 0 \text{ mVdc}$

Fig. 65: Ganancia etapa de pre-amplificación

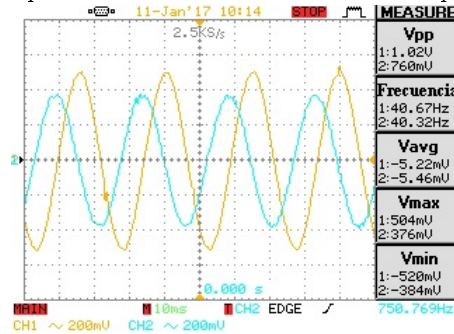


Filtrado En la etapa de filtrado se diseñaron 2 filtros, un pasa bajas activo de 40 Hz de orden 2, de clase butterworth con topología multifeedback y un filtro pasa altas activo de 0.5 Hz, orden 2, tipo butterworth con topología multifeedback. Las pruebas se presentan en las figuras 66, 67, 68 y 69 y se realizaron con los siguientes parámetros:

Pasa bajas (40 Hz)

- $V_{in} = 1.02 V_c$
- $F = 40 \text{ Hz}$

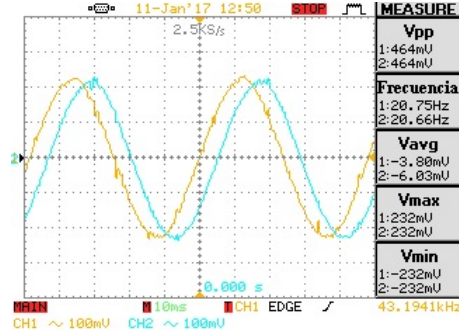
Fig. 66: Respuesta filtro a señal senoidal 1.02 Vpp de 40 Hz



- $V_{in} = 464 \text{ mVac}$
- $F = 20 \text{ Hz}$

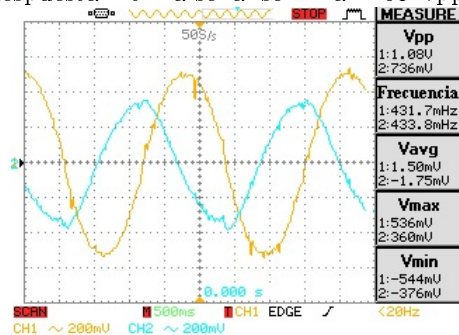
Pasa altas (0.5 Hz)

Fig. 67: Respuesta filtro a señal senoidal 464 mVpp de 20 Hz



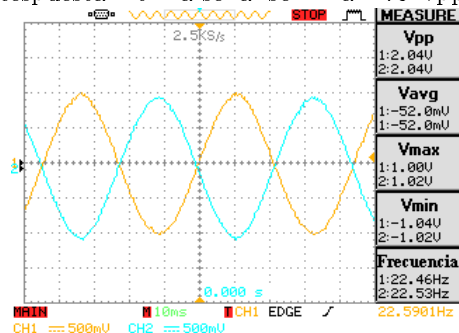
- $V_{in} = 1.08 \text{ Vac}$
- $F = 0.5 \text{ Hz}$

Fig. 68: Respuesta filtro a señal senoidal 1.08 Vpp de 0.5 Hz



- $V_{in} = 476 \text{ mVac}$
- $F = 20 \text{ Hz}$

Fig. 69: Respuesta filtro a señal senoidal 476 Vpp de 20 Hz



Electrocardiograma: El canal de electrocardiografía con derivación bipolar y manejador de pierna derecha, se probó con un sujeto de contextura delgada, 69 kg's de peso, de género masculino y 23 años de edad. El resultado de la adquisición de la señal fué:

Fig. 70: Ecg adquirido

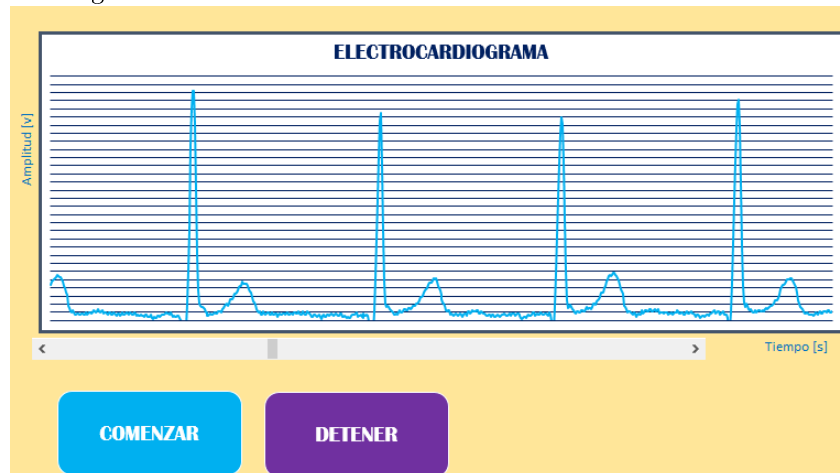


Luego de adquirir la señal de Electrocardiografía se procede a realizar el ajuste con el fin de adecuarla a la entrada del microcontrolador.

Señal digitalizada: A la salida del Canal de electrocardiografía, se realizó el respectivo ajuste en el nivel de DC de la señal, con el fin de cumplir con los requerimientos para ingresarlo al ADC del microcontrolador, comprendido entre 0V y 3.3V. Posteriormente, se procede a digitalizar los datos según la codificación presentada en el capítulo anterior en la sección Digitalización y Codificación.

Para visualizar los datos obtenidos y poder analizar que la señal codificada corresponda con la señal recibida por el ADC se utilizó la herramienta de presentación gráfica presentada vía Excel para un análisis rápido. A continuación se presentan al lector los resultados:

Fig. 71: Corroboración de los datos obtenidos mediante excel



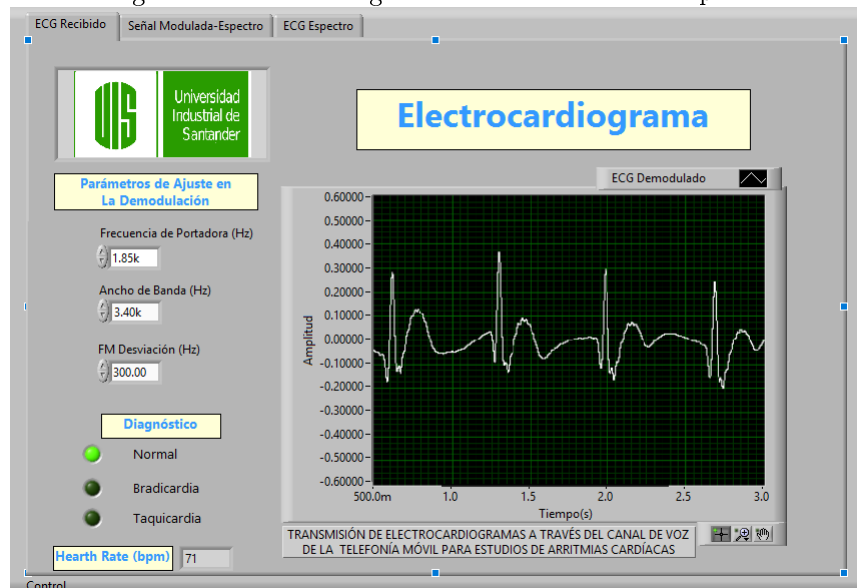
3.2. MÓDULO DE RECEPCIÓN

Para el módulo de recepción se le recordará al lector que la señal inicialmente es capturada mediante una tarjeta de adquisición de datos (DAQ), la cual posteriormente se le realiza un prefiltrado de acuerdo al ancho de banda utilizado en el canal de voz de la telefonía móvil. A continuación, se le realizan 3 etapas más encargadas de realizar la respectiva demodulación, procesado de la información y la respectiva visualización. A continuación los resultados obtenidos (Figura 73) al transmitir (Figura 72) la señal de electrocardiografía:

Fig. 72: Electrocardiograma Transmitido



Fig. 73: Electrocardiograma en el módulo de Recepción

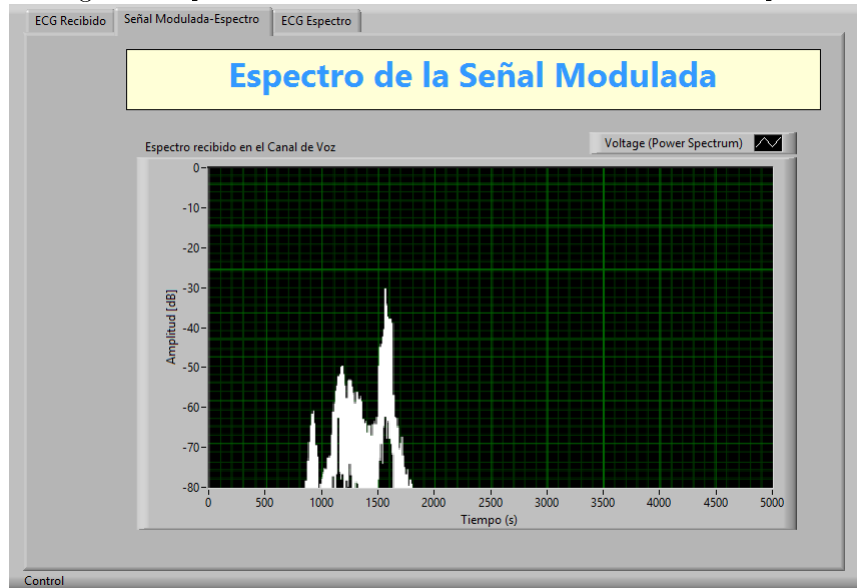


Debido a la naturaleza misma del canal, a los efectos del Vocoder y a las posibles perturbaciones aditivas presentes en el mismo, la señal de electrocardiografía presenta deformaciones respecto a la señal original transmitida, sin embargo los tiempos entre complejo QRS se mantienen, lo que permitiría en

primera instancia, calcular el ritmo cardíaco y detectar de forma remota casos de bradicardia o taquicardia.

Por ultimo, se verificó el espectro de la señal recibida con el fin de garantizar que su mayor potencia se concentrada alrededor de la frecuencia de la portadora (1850 Hz). Los resultados obtenidos fueron:

Fig. 74: Espectro de la señal Modulada a la entrada del receptor



4. CONCLUSIONES

- Las modulaciones digitales ofrecen ventajas notables a la hora de realizar una transmisión de datos a través de cualquier medio de propagación, además de facilitar los procesos de demodulación ya que sólo requiere un procesamiento en software en muchos de los casos, sin embargo, al ejecutar las pruebas sobre el canal de voz de la telefonía móvil se determinó que los efectos adversos aditivos en el canal y la compresión del Vocoder, desmejoran notablemente la calidad y la fiabilidad de los datos recibidos en el módulo receptor, a tal punto que llegan a ser irreconocibles debido a su alto coeficiente de BER y la deformación en la forma de los mismos.
- La modulación analógica implementada (FM) obtuvo un mejor desempeño a la hora de mantener la fidelidad en la bioseñal adquirida y a pesar de estar expuesta a los ruidos aditivos propios del canal y la compresión realizada por el Voice Coder, Mantuvo los tiempos entre complejos QRS, lo que permitiría en primera instancia detectar casos de bradicardia o taquicardia de forma remota.
- Gracias a la renovación constante en las comunicaciones móviles y a la cobertura que estas poseen sobre cada país, el tener la posibilidad de escoger el modo de transmisión entre voz o datos en redes 2G, 3G y 4G (datos digitalizados), permite aumentar el alcance de las aplicaciones prácticas de telemedicina.
- El uso del canal de voz de la telefonía móvil, es un concepto que con el tiempo va desapareciendo con la llegada de tecnologías convergentes. Es decir, siempre que haya cobertura de voz existirá cobertura de datos. Por lo que es importante orientar las nuevas aplicaciones telemédicas hacia el internet
- Labview es una poderosa herramienta que permite un alto procesamiento de datos, así como la facilidad de realizar modulaciones y demodulaciones a través de software con múltiple cantidad de parámetros, permitiendo ajustarse y ser muy versátil a cada uno de los sistemas que se planteen usar. En este caso, el implementarlo como herramienta de demodulación y visualización, permite garantizar que nuestro modelo de recepción se ajuste siempre a las necesidades del transmisor. A su vez, evita la necesidad de realizar implementaciones en hardware reduciendo así el costo total necesitado para la ejecución del proyecto.

- La viabilidad de la telemedicina, específicamente en Colombia, a través de la utilización de las redes móviles es bastante alta, ya que según lo comprobado anteriormente en una de ellas, se obtiene buena fidelidad en los datos tomados inicialmente al paciente. Sin embargo, se debe tener en cuenta que a la hora de realizar la llamada telefónica es posible que se presenten factores ambientales que reduzcan la calidad de la misma, la interrupción a la hora de la detección de la arritmia en el módulo receptor y de diagnóstico, por lo cual, el tener el respaldo de los datos digitalizados previamente ayuda a reducir la posibilidad de error y aumenta a su vez el alcance del prototipo implementado. Así mismo, el uso del canal de datos, incrementa la calidad de la señal transmitida y promueve las aplicaciones multiplataforma.

5. BIBLIOGRAFÍA

- Aerotel Medical System, H. Aspectos Técnicos de los Modelos Heart 2005 - Heart 2006 de Aerotel Medical System. Aerotel.
- Albrecht, C. Estimation of heart rate power spectrum bands from real-world data: dealing with ectopic beats and noisy data. Proc. Computers in Cardiology 1988 (1988), 311-314.
- Alcivar Aragundi, C. Diseño de un prototipo de electrocardiógrafo inalámbrico con visualización en un computador personal, 2007.
- Dhananjay, A. Hermes: Data transmission over unknown voice channels.
- Gelvez Lizarazo, O. M. Diseño y construcción de un modelo funcional de electrocardiografía utilizando circuitos integrados de propósito específico, 2013.
- González, C. Sistema de análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Departamento de Instrumentación Electromecánica, Instituto Nacional de Cardiología .Ignacio Chávez. (2001).
- Guerrero, A. Manual de métodos diagnósticos en electrofisiología cardiovascular. Sociedad Colombiana de Cardiología y CirugíaCardiovascular, 2006.
- Gutiérrez, O. Manual de arritmias cardiacas: Guía diagnóstica. 2002.
- Guyton, A. J. E. Tratado de Fisiología Médica, 11th ed. E.Science, 2001.
- Haykin, B. Señales y Sistemas, 2da edición ed. Limusa Wiley, 2001.
- Konftel. Sound quality and the importance of networks, 2015.
- Medina Cáceres, P. A. Aplicación práctica en telemedicina: Diseño e implementación de un sistema de transmisión de señales cardiacas a través de una red celular, 2009.
- Miles, D. Trrs and trs plugs and sockets explained, 2016.
- Prutchi, D. M. N. Design and development of medical electronic instrumentation. 2005.
- Rodríguez Morales, M. Manual de Enfermería en Arritmias y Electrofisiología Madrid, 2013.
- Sedra, S. K. Microelectronics Circuits, 4ta edición ed. Oxford University Press, 1997.
- Sigurdur Sverrisson, X. L. Digital communication over speech compressed channel.
- Toufic, C. Data transmission over voice dedicated channels using digital modulations.
- Webster, J. Medical Instrumentation Third Edition: Application and Design. 2002.

REFERENCIAS

- [1] *ECG FÁCIL*, vol. Capitulo 1. 2009. Nociones Básicas sobre ECG.
- [2] *Arritmias*, vol. Capítulo 1. 2010. Aspectos Fisiopatológicos.
- [3] Filtro activo, 2015.
- [4] Filtro pasivo, 2015.
- [5] AEROTEL MEDICAL SYSTEM, H. *Aspectos Técnicos de los Modelos Heart 2005 - Heart 2006 de Aerotel Medical System*. Aerotel.
- [6] ALBRECHT, C. Estimation of heart rate power spectrum bands from real-world data: dealing with ectopic beats and noisy data. *Proc. Computers in Cardiology 1988 (1988)*, 311–314.
- [7] ALCIVAR ARAGUNDI, C. Diseño de un prototipo de electrocardiógrafo inalámbrico con visualización en un computador personal, 2007.
- [8] DAVID PRUTCHI, M. N. *DESIGN AND DEVELOPMENT OF MEDICAL ELECTRONIC INSTRUMENTATION*. 2005.
- [9] DHANANJAY, A. Hermes: Data transmission over unknown voice channels.
- [10] GELVEZ LIZARAZO, O. M. Diseño y construcción de un modelo funcional de electrocardiografía utilizando circuitos integrados de propósito específico, 2013.
- [11] GONZÁLEZ, C. Sistema de análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. *Departamento de Instrumentación Electromecánica, Instituto Nacional de Cardiología SIgnacio ChávezT̃* (2001).
- [12] GUERRERO, A. *Manual de métodos diagnósticos en electrofisiología cardiovascular*. Sociedad Colombiana de Cardiología y CirugíaCardiovascular, 2006.
- [13] GUTIÉRREZ, O. *Manual de arritmias cardiacas: Guía diagnóstica*. 2002.
- [14] GUYTON, ARTHUR, C., AND HALL, J. E. *Tratado de Fisiología Médica*, 11th ed. E.Science, 2001.
- [15] HAYKIN, B. *Señales y Sistemas*, 2da edición ed. Limusa Wiley, 2001.
- [16] INSTRUMENTS, T. *INA128*, 2015.
- [17] INSTRUMENTS, T. *MSP430G2553*, 2016.
- [18] KONFTEL. Sound quality and the importance of networks, 2015.

- [19] MEDINA CÁCERES, P. A. Aplicación práctica en telemedicina: Diseño e implementación de un sistema de transmisión de señales cardíacas a través de una red celular, 2009.
- [20] MILES, D. Trrs and trs plugs and sockets explained, 2016.
- [21] MÓVILES, C. S. Cobertura soluciones móviles, 2016.
- [22] RODRÍGUEZ MORALES, M. *Manual de Enfermería en Arritmias y Electrofisiología Madrid*, 2013.
- [23] SEDRA, S. K. *Microelectronics Circuits*, 4ta edición ed. Oxford University Press, 1997.
- [24] SIGURDUR SVERRISSON, X. L. Digital communication over speech compressed channel.
- [25] TOUFIC, C. Data transmission over voice dedicated channels using digital modulations.
- [26] WEBSTER, J. *Medical Instrumentation Third Edition: Application and Design*. 2002.
- [27] WIKILIBROS. Planificación y administración de redes, 2016.