

**IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO DIGITAL
UTILIZANDO TECNOLOGÍA BLUETOOTH**

WILSON ARMANDO SANCHEZ CORTES

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA SECCIONAL BUCARAMANGA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ADMINISTRACIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
PIEDRECUESTA
2010**

**IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROCARDIOGRAFO DIGITAL
UTILIZANDO TECNOLOGÍA BLUETOOTH**

WILSON ARMANDO SANCHEZ CORTES

**Proyecto para optar el título de
Ingeniero Electrónico**

**Director de proyecto
ALEX ALBERTO MONCLOU SALCEDO
Ingeniero Electrónico**

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA SECCIONAL BUCARAMANGA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ADMINISTRACIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
PIEDRECUESTA
2010**

NOTA DE ACEPTACIÓN

JURADO

JURADO

*Doy gracias a ese ser superior
todopoderoso que para poder
invocarlo de una de las
muchas maneras, le decimos
DIOS.*

*Que en su infinita sabiduría
entrelaza nuestras almas para
llevar esta corta pero compleja
experiencia llamada VIDA.*

WILSON SANCHEZ

AGRADECIMIENTOS

Nuevamente dar gracias a Dios por permitirme aun estar participando en esta vida. A mi núcleo familiar, a mis padres por el amor que nos han demostrado tener y que con su esmerado apoyo culmino esta meta. A mis hermanos quienes son nuestros primeros y más cercanos amigos.

Doy gracias a todos y cada uno de los docentes con quienes pasamos muchos años de nuestras vidas recibiendo sus enseñanzas pero que más que eso, de quienes observamos y aprendemos de sus valores y de su ejemplo.

También doy gracias a todos nuestros colegas y con quienes nos apoyamos ayudamos y lidiamos nuestra labor diaria en nuestros claustros estudiantiles.

CONTENIDO

CAPÍTULO I	1
Introducción	1
CAPITULO II	2
ELECTROCARDIOGRAFÍA.....	3
2.1 EL CORAZÓN.....	3
2.2 FISIOLÓGÍA CARDIACA.	4
ONDA CARDIACA.....	5
2.3 Electroodos y derivaciones utilizadas	7
Derivaciones.....	9
CAPITULO III	3
BLUETOOTH.....	11
3.1 Perfiles de la tecnología Bluetooth.....	14
Perfil A2DP	15
Perfil de transferencia de archivos (FTP)	16
Perfil HFP	17
Perfil SPP	18
3.1 Programación del módulo Bluetooth seleccionado.	19
Programación del Módulo Bluetoooh.....	19
CAPITULO IV	4
ETAPA ANALÓGICA	22

4.1 ELEMENTOS UTILIZADOS.....	22
Amplificador de Instrumentación	22
4.2 ETAPA DE FILTRADO	26
Amplificador operacional.	26
Filtros Sallen-Key	27
Filtro Pasa Bajas Sallen-Key	28
Filtros Rechaza Banda	29
Filtro Thow-Thomas Rechaza Banda	33
4.3 Diseño Final.....	34
4.4 Filtro Anti-Traslape (Anti-Aliasing).	39
CAPITULO V.....	5
ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL ANALÓGICA A DIGITAL.....	41
5.1 Conversión A/D.....	41
5.2 Parámetros del Conversor	42
Cuantización.....	42
Resolución.....	43
5.3 Microcontrolador PIC16F887A.....	45
Características generales del PIC	46
Transmisión serial	47
5.4 Selección de la Frecuencia de muestreo y velocidad de transmisión UART.	49
5.5 Programación del PIC.....	50
CAPITULO VI.....	6

VISUALIZACIÓN DE DATOS UTILIZANDO LABVIEW	52
6.1 Características Generales de Labview:	52
6.2 Diseño del Software de Visualización:	52
Comunicación Serial:.....	53
Filtrado y Visualización:.....	54
Visualización en el panel frontal:	58
CAPITULO VII	7
DISEÑO FINAL Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	60
7.1 Diseño del circuito impreso:.....	60
7.2 Etapa analógica:	62
7.3 Prueba Final:	64
7.4 Conclusiones y Recomendaciones:	67
BIBLIOGRAFIA	69

LISTA DE TABLAS.

Tabla 3.1. Clasificación Bluetooth[7]	14
Tabla 4.1. Características del AD627	24
Tabla 4.2. Valores recomendados de resistores de ganancia	25
Tabla 4.3. Características eléctricas del LM324	27
Tabla 7.1. Lista de materiales.	66

LISTA DE FIGURAS:

Fig 2.1 Corazón humano.....	3
Fig. 2.2 Relajación y contracción de miocardio.....	4
Fig 2.3 Señal cardiaca.....	5
Fig 2.4 Periodo de la señal cardiaca	6
Fig 2.5 Electrodo.....	8
Fig 2.6 Funcionamiento básico del electrodo.....	9
Fig. 2.7 Derivaciones de extremidades.....	10
Figura 3.1 Personal Area Network [8].....	11
Fig 3.2. Adaptive Frequency Hopping [6].....	12
Figura 3.3. L2CAP [6].....	13
Fig.3.4 Ejemplo de aplicación del perfil A2DP [6]	15
Fig. 3.5 FTP [8].	17
Fig. 3.6 Perfil HFP [8].	17
Fig. 3.7 Modelo del protocolo [6]	18
Fig. 3.8 Programador Bluetooth Parani ESD-200 [6]	20
Fig. 3.9 Pantalla de programación del módulo Bluetooth.....	21
Fig. 4.1. Amplificador de instrumentación.....	23
Fig. 4.2 Diagrama de bloques del AD627.	23
Fig. 4.3 Esquema simplificado del AD627.	26
Fig. 4.17 Análisis en el tiempo.....	37
Fig. 4.18 Análisis en el tiempo.....	37
Fig. 4.19 Análisis en el tiempo.....	38
Fig. 4.20 Comportamiento del filtro con polarización de 9 V	39

Fig. 4.21 Efecto de aliasing en la señal de entrada.	40
Fig 5.1 Proceso de conversión A/D	41
Fig 5.2 Cuantización y digitalización de una señal	43
Fig 5.3 Justificación por medio del registro AFDM.....	44
Fig 5.4 modo asíncrono vs modo síncrono en comunicación USART	48
Fig 5.5 Protocolo de comunicación asíncrona.	49
Fig. 5.6 Comparación envío trama serial contra periodo de muestreo.....	50
Fig 6.1 Comunicación serial	53
Fig. 6.2 Configuración Buffer de recepción.....	54
Fig. 6.3 Primera parte visualización.....	55
Fig 6.4 Segunda parte visualización	56
Fig 6.5 Esquemático Total.....	57
Fig. 6.6 Panel de visualización	58
Fig. 6.7 Configuración	59
Figura 7.1. Diagrama de bloques del sistema completo.	60
Figura 7.2. Parte superior de la tarjeta impresa.....	62
Figura 7.3. Parte inferior de la tarjeta impresa.....	62
Figura 7.4 Prueba filtro LP 65Hz.	63
Figura 7.5 Prueba filtro LP 177.94Hz	63
Figura 7.7. Señal definitiva vista desde PC.	66
Figura 7.8. Señal definitiva vista desde PC.	67

RESUMEN GENERAL DE TRABAJO DE GRADO

TITULO: IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROCARDIOGRAFO DIGITAL UTILIZANDO TECNOLOGÍA BLUETOOTH

AUTOR(ES): WILSON ARMANDO SANCHEZ CORTES

FACULTAD: FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRONICA

DIRECTOR(A): ALEX ALBERTO MONCLOU SALCEDO

RESUMEN

La instrumentación electrónica adquiere cada vez una mayor importancia en el campo de la medicina, con los avances en las tecnologías de comunicación y la masificación de los sistemas computarizados es posible pensar en el diseño de sistemas de supervisión de señales biológicas los cuales sean embebidos portátiles y de bajo costo. Pensando en esto se afronta el problema de diseñar un electrocardiógrafo con características de portabilidad, escalabilidad y bajo coste ateniéndose a las necesidades del medio. El electrocardiógrafo debe ser inalámbrico para mayor comodidad tanto del paciente como del personal que toma la medida, para esta tarea se selecciono la tecnología de transmisión Bluetooth por su mayor impacto en los sistemas actuales de comunicaciones. Se realizó también el diseño de una etapa analógica, selección de filtros y dispositivos de adquisición de señal para eliminar los ruidos producidos por interferencias e inducción electromagnética proveniente de otros equipos eléctricos. Un dispositivo programable se encarga de la conversión analógica digital y de el envío de la señal digital hacia el módulo de transmisión inalámbrica Bluetooth. La recepción y visualización de la señal cardíaca se realiza en un computador utilizando un software especializado, en esta última etapa también se realiza una segunda etapa de filtrado digital para hacer aún más limpia la señal cardíaca a ser visualizada. Los resultados fueron muy favorables, obteniéndose una señal cardíaca clara, con las interferencias propias de un sistema de bajo coste pero con las componentes principales visibles. El hardware diseñado cumplió con las especificaciones de poca área, bajo costo y potabilidad.

PALABRAS CLAVES: Electrocardiografía, Bluetooth, Filtros analógicos, Labview, Amplificador de Instrumentación,

V° B° DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO

GENERAL GRAD PROJECT ABSTRACT

TITLE: IMPLEMENTATION OF AN DIGITAL ELECTROCARDIOGRAPH USING BLUETOOTH TECHNOLOGY

AUTOR: WILSON ARMANDO SANCHEZ CORTES

FACULTY: ELECTRONIC ENGINEER FACULTY

DIRECTOR: ALEX ALBERTO MONCLOU SALCEDO

ABSTRACT

Electronic instrumentation is one of the most relevant subjects in the field of medicine, with advances in communication technologies and the spread of computer systems could be thought in designing low cost, portable embedded systems for monitoring biological signals. According to this, is faced the problem of designing a low cost, portable electrocardiograph in compliance with environmental requirements. This electrocardiograph must be wireless for commodity of both patient and staff who takes the measure; for the wireless link the Bluetooth technology was selected due its greater impact on current communications systems. An analog stage design was also made, which includes selection of filters and signal acquisition devices to eliminate interference and noise generated by electromagnetic induction from other electrical equipment. A programmable device handles the digital to analog conversion as the digital signal transmission through the Bluetooth wireless transmission module. The reception and display of the cardiac signal is done by a computer using specialized software, in this final stage is also performed a second stage of digital filtering to further clean the cardiac signal to be displayed. The results were very favorable, resulting in a clear heart signal, with the expected interferences of a low cost system but still with the main components visible. The hardware design met the specifications of low area, low cost and portability.

KEYWORDS: Electrocardiograph, Bluetooth, Analog filters, Labview, Instrumentation Amplifier,

APPROVAL DIRECTOR OF LABOR GRADE

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad la enfermedad cardiovascular es la principal causa de muerte en Colombia, según informe sobre la situación de salud en Colombia publicado por *Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular en el 2007 [1]*, la enfermedad cardiovascular es la principal causa de muerte en Colombia tanto en hombres como en mujeres mayores de 45 años, incluso supera las muertes violentas o por cánceres combinados.

Por tal motivo, tanto la academia como las entidades de salud han mostrado gran interés en promover proyectos de investigación en áreas de telemedicina que ayuden a controlar y prevenir las enfermedades cardiovasculares.

Para diagnosticar y descubrir diferentes problemas del corazón, se deben monitorear una serie de impulsos eléctricos que genera el corazón, por medio de un ECG (*electrocardiogram*) el cual se encarga medir la actividad eléctrica del corazón.

Con la llegada de nuevas tecnologías portables, se hace factible proponer innovaciones en el desarrollo de equipos médicos de gran integración y versatilidad por esta razón la meta de este proyecto de grado es la implementación de un electrocardiógrafo digital utilizando la tecnología Bluetooth, con lo cual se pretende que este tipo de procedimientos sean más cómodos y eficaces.

La tecnología Bluetooth fue desarrollada pensando en la estandarización de las comunicaciones inalámbricas tendientes a reemplazar de manera efectiva y de bajo costo los cables y las conexiones físicas entre dispositivos.

La implementación de un electrocardiógrafo que permita la conexión vía Bluetooth con computadores portátiles, de escritorio, Palms y celulares resultaría un gran avance para el diagnóstico rápido de enfermedades.

Para lograr los diferentes objetivos y características mencionadas en el desempeño de este dispositivo se escribe esta tesis de grado compuesta por 7 capítulos los cuales disponen el proceso de selección y diseño del prototipo final, empezando en el capítulo 1, en el cual se estudia la señal cardiaca, sus características eléctricas, la fisiología y funcionamiento del musculo cardiaco. El capítulo 4 presenta un análisis de los diferentes filtros analógicos usados en el desarrollo del proyecto.

El capítulo 5 contiene una explicación de la conversión A/D y una descripción de la tecnología Bluetooth, así como la selección del modulo que fue utilizado en la implementación del diseño final, también se detallan los requerimientos de la conversión A/D.

Los capítulos finales están dedicados a la implementación del electrocardiógrafo junto con la descripción de las etapas, así como las pruebas realizadas y posteriormente, se mencionan recomendaciones, observaciones y conclusiones del trabajo desarrollado.

2. ELECTROCARDIOGRAFÍA

El objetivo principal de realizar un estudio sobre electrocardiografía, es obtener con mayor claridad el conocimiento necesario para saber que señal se debe adquirir y conocer las principales características de la misma. También es importante conocer cual derivación electro cardiográfica es adecuada, para adquirir la señal deseada.

2.1 EL CORAZÓN

El corazón está formado por dos aurículas y dos ventrículos, las cuales están unidas por las válvulas auriculo-ventriculares. Este órgano es el más importante en el sistema circulatorio, ya que controla la cantidad de flujo sanguíneo. La figura 2.1 muestra el corazón humano con sus partes más importantes.

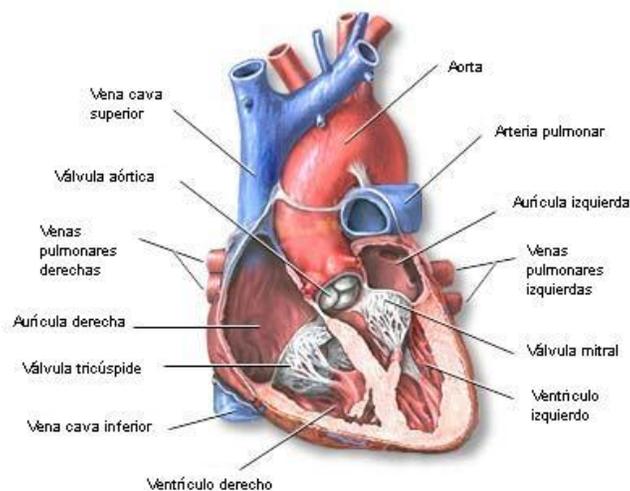


Fig 2.1 Corazón humano.

Tomado de www.electrocardiografia.es

El tejido muscular del corazón se llama miocardio; éste se encarga de generar los movimientos cardiacos que producen las contracciones, las cuales tienen origen

en el nodo sinusal o sinoauricular. Las descargas eléctricas que se originan en este nodo, se propagan por medio del nodo auriculo ventricular y el haz de His, de la aurícula derecha hacia los ventrículos [1]

2.2 FISIOLÓGÍA CARDIACA.

En el corazón se presentan dos tipos de movimientos cardiacos que son sístole ventricular y diástole ventricular. En el primero se presenta el momento de actividad o contracción del corazón y las arterias y el segundo es el reposo o dilatación de movimiento. [2]

En la figura 2.2 se muestran los movimientos de contracción y relajación del corazón.

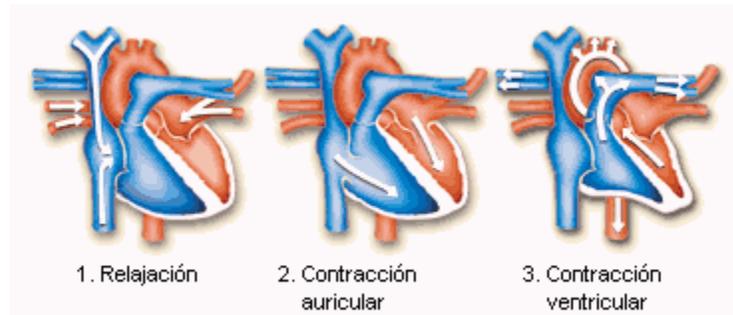


Fig. 2.2 Relajación y contracción de miocardio

Otra de las fases del movimiento del miocardio es la sístole auricular, durante la cual la sangre se acumula en las aurículas, se produce un aumento en la presión arterial y luego pasa a los ventrículos. Durante la sístole ventricular, inicialmente, la presión en el interior de los ventrículos es menor que en las arterias; cuando la presión en los ventrículos supera a la de las arterias, se abren las válvulas sigmoideas, dejando salir la sangre. Cuando el ventrículo se ha vaciado completamente, comienza la diástole ventricular, el miocardio comienza a relajarse

y el ventrículo se llena de la sangre que viene de las aurículas. EL ciclo cardiaco dura 0.8 s; 0.3 s del movimiento de sístole y 0.5 s de diástole; lo anterior para una persona en reposo. [3]

ONDA CARDIACA.

La representación gráfica de los movimientos del corazón se denomina electrocardiograma. A partir de éste se pueden detectar anomalías cardiacas como taquicardias, arritmias, entre otras. Cada segmento de onda de la señal cardiaca, representa una parte del movimiento cardíaco. En la figura 2.3 se muestra un ejemplo de un electrocardiograma en humanos.

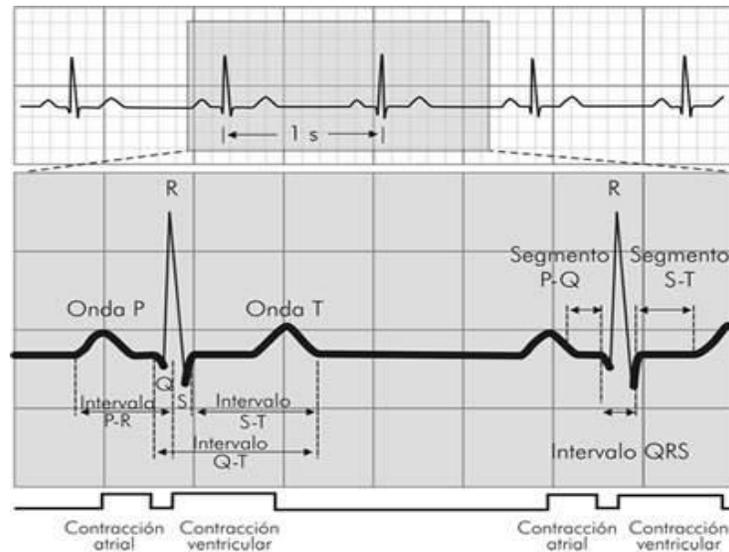


Fig 2.3 Señal cardiaca

Tomado de www.scc.org.co

A continuación en la figura 2.4 se muestra un periodo de la señal cardiaca.

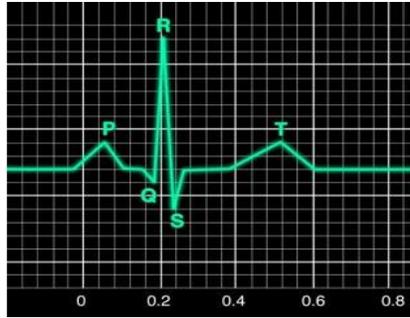


Fig 2.4 Periodo de la señal cardiaca

Tomado de www.diagnosticomedico.es

Como se puede observar, esta onda está conformada por las ondas P, el complejo QRS, la onda T y la onda U.

La onda P, representa la despolarización de la aurícula; esto quiere decir cada una de las células del miocardio, cambia su estado de reposo a partir de circulación de corriente eléctrica. Esta onda normalmente dura 0.1 s y su amplitud es de 0.25 mV.

El complejo QRS, representa la despolarización de los ventrículos; dura normalmente 100 ms y tiene una amplitud aproximada de 1.5 mV.

La onda T representa la repolarización de los ventrículos; es decir, las células vuelven al estado polarizado o de reposo.[4]

Por otro lado, es importante mencionar que la frecuencia cardiaca de un humano normal es de 70 latidos por minuto aproximadamente y su amplitud es de 1.5 mV. Lo anterior es importante para saber cuales son las características de la señal que se va a sensar y cuanto se debe amplificar dicha señal para poder observarla correctamente.

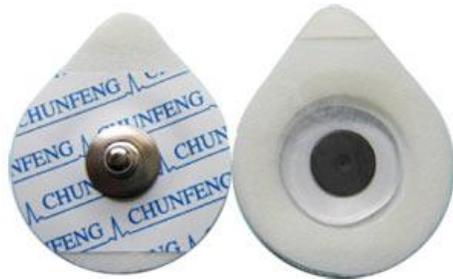
2.3 Electrodo y derivaciones utilizadas

Los electrodos son conductores utilizados para hacer contacto con partes no metálicas dentro de un circuito. Para medir la señal cardiaca son muy importantes los electrodos, ya que éstos son el medio de transmisión de la piel al dispositivo ECG. Existen varios tipos de electrodos para medir estas señales biológicas. Los más utilizados son los de Ag/AgCl¹. En la figura 2.5 se muestran varios tipos de electrodos Ag/AgCl.



EL001-A

Shape: Round
Dia: 43mm
Back: Nonwoven
Patient: Adult
Suggest use: Monitoring



EL001-B

Shape: Oval
Size: 30x35mm
Back: PE form
Patient: Pediatric
Suggest use: Monitoring

¹ Plata Cloruro de Plata



EL001-E

Shape: Round
Dia: 35mm
Back: PE foam
Patient: Pediatric
Suggest use: Radiolucent



EL001-F

Shape: Square
Size: 48x48mm
Back: Nonwoven
Patient: Adult
Suggest use: Monitoring



EL001-G

Shape: Oval
Size: 35x50mm
Back: PE foam
Patient: Adult
Suggest use: Monitoring

Fig 2.5 Electrodo

Tomado de www.chinamedica.com

Como se puede ver en la figura existen electrodos para adultos, pediátricos y de diferentes formas.

Los electrodos de Ag/AgCl están formados por un hilo de Ag en el cual se deposita AgCl, utilizando reacciones electroquímicas, en una solución de NaCl o KCl, en esta solución el hilo de Plata, actúa como ánodo.[5] En la figura 2.6, se muestra lo anteriormente explicado.

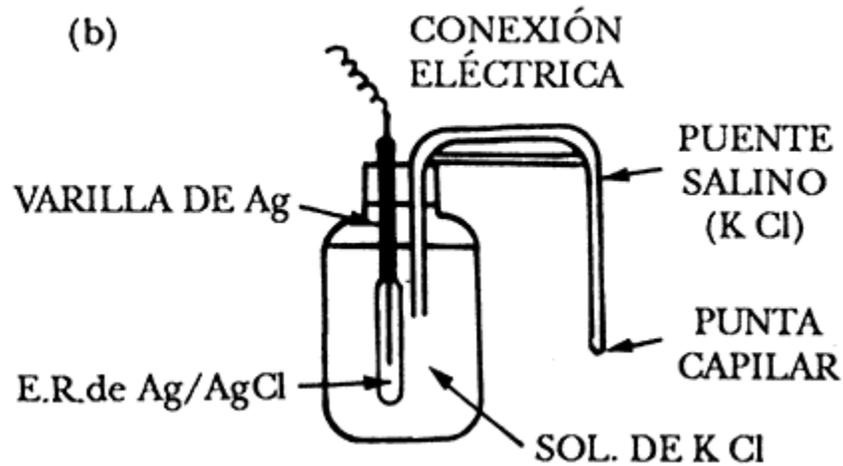


Fig 2.6 Funcionamiento básico del electrodo

Tomado de <http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx>

Derivaciones

Por medio de electrodos que se ponen en contacto con la piel, se pueden medir potenciales eléctricos gracias a que la piel tiene la propiedad de conducir los potenciales eléctricos. Los electrodos se colocan de forma derivada en puntos situados cerca al corazón.

Existen varios tipos de derivaciones entre las cuales se tienen:

Derivaciones de extremidades.

Para estas derivaciones, se utilizan dos electrodos en dos puntos de acuerdo a la figura 2.7.

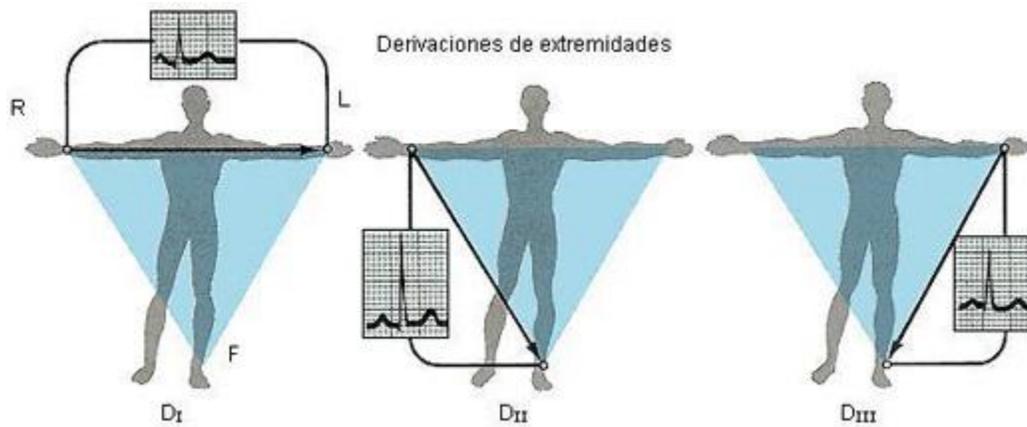


Fig. 2.7 Derivaciones de extremidades.

Tomado de www.electrocardiografia.es

En este proyecto se utilizará una derivación de extremidad aumentada, en la que se utilizan tres electrodos, uno en el hombro izquierdo, otro en el derecho y el último en un punto de potencial lo más alejado posible del centro del pecho para tener una fuerte diferenciación entre los potenciales de interés, recomendado en la pierna derecha, por encontrarse en el extremo más alejado del corazón.

3. BLUETOOTH

Bluetooth² es una tecnología inalámbrica de corto alcance la cual fue creada con el fin de eliminar el cableado en redes pequeñas llamadas Piconet (o redes PAN, Redes de Área Personal, manteniendo niveles adecuados de seguridad), como la que se muestra en la figura 3.1. Dentro de las características más importantes de Bluetooth se encuentran, su bajo costo, bajo consumo de potencia y robustez. Bluetooth tiene la capacidad de realizar transmisiones de datos y voz simultáneamente entre diversos dispositivos, mediante un enlace de radiofrecuencia en la banda libre de 2.4 a 2.485 GHz.

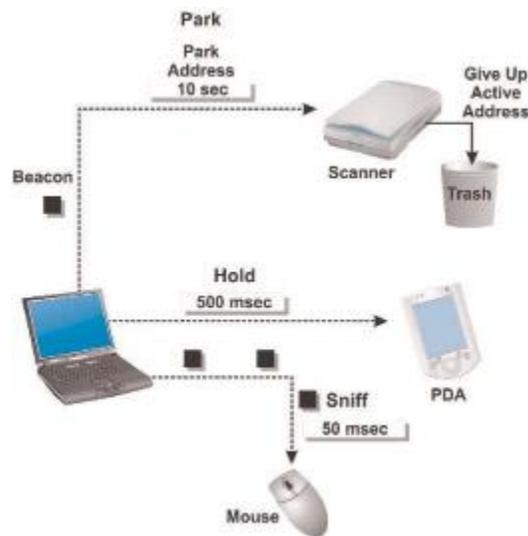


Figura 3.1 Personal Area Network [8].

En una Piconet, puede ser compartido un canal entre dos o más dispositivos Bluetooth. Uno de éstos actúa como maestro, de manera que controla el tráfico de

² Estandar IEEE 802.15.1

datos, y los demás actúan como esclavos, enviando y recibiendo información hacia el maestro. Para que los esclavos puedan sincronizarse con los maestros, estos deben realizar un ajuste a sus relojes para compartir la información con la misma portadora de salto.

Bluetooth utiliza transmisión de espectro ensanchado AFH (Adaptive Frequency Hopping), para disminuir las interferencias producidas por las tecnologías inalámbricas que también trabajan en la banda de 2.4 GHz. AFH tiene en cuenta la disponibilidad de frecuencias dentro del espectro detectando otros dispositivos para evitar utilizar las frecuencias que ya están siendo usadas; de esta forma se puede lograr una transmisión más eficiente. La señal transmitida salta entre 79 frecuencias con un ancho de 1 MHz, ésta tiene la posibilidad de ser transmitida en Full Duplex con un máximo de 1600 saltos/s.

En la figura 3.2, se muestran las diferentes secuencias de transmisión o recepción adecuadas de acuerdo al espectro utilizado por otros dispositivos inalámbricos por medio de la transmisión AFH.

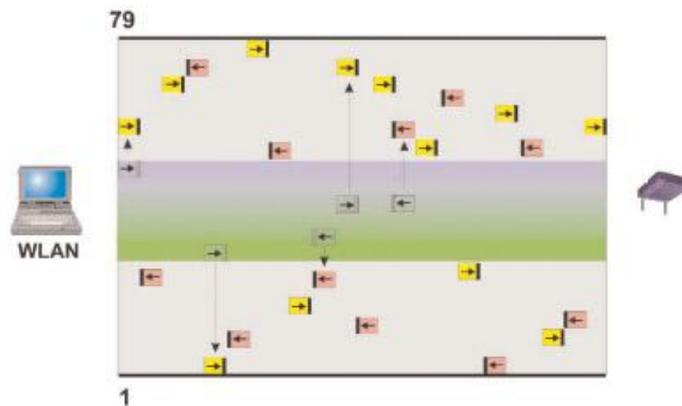


Fig 3.2. Adaptive Frequency Hopping [6]

Para lograr la estandarización, definición de parámetros de Bluetooth y cumplir con los requerimientos de interoperabilidad, se creó el SIG (Special Interest Group), el cual se encarga de desarrollar, gestionar y mejorar la calidad de los servicios que presta esta tecnología. Dentro del SIG se encuentran los siguientes

promotores Ericsson, Intel, IBM, Toshiba, Nokia, Microsoft, Lucent, 3COM y Motorola.[6]

Bluetooth utiliza una serie de protocolos para la comunicación entre dispositivos, dentro de estos protocolos están SDP (Service Discovery Protocol) y L2CAP. El protocolo SDP se encarga de descubrir los servicios que prestan los otros módulos Bluetooth cercanos. El servicio más usado en Bluetooth es identificar y transferir información entre los dispositivos.

Por otra parte, el protocolo L2CAP (Logical Link Control Applications Protocol) controla las conexiones lógicas entre la capa física y la capa de aplicación en la comunicación Bluetooth. Por medio de este protocolo, se puede transmitir y recibir paquetes de datos de hasta 64 Kbps. El protocolo L2CAP crea enlaces lógicos dentro de un enlace físico simple. En la figura 3.3, se muestra como L2CAP crea estos enlaces identificándolos por medio de un identificador de conexión CID (connection identifier).

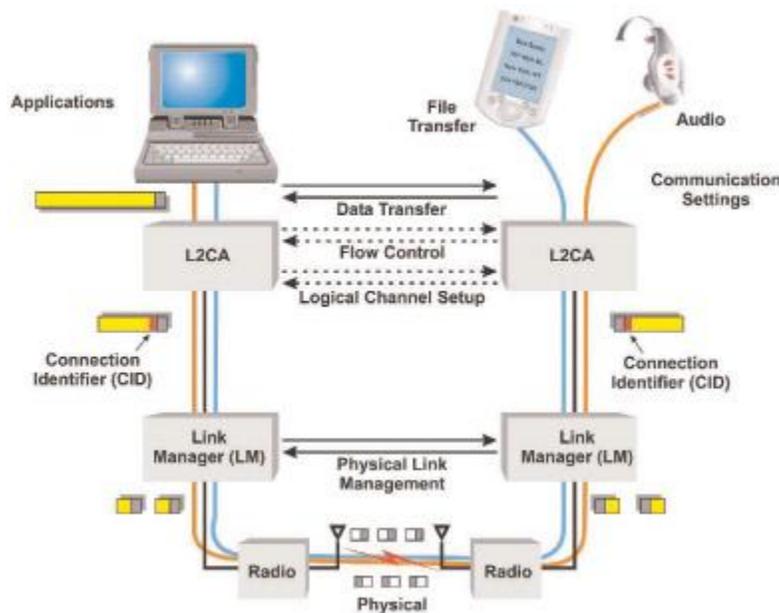


Figura 3.3. L2CAP [6]

Bluetooth utiliza otro tipo de protocolos para las diferentes aplicaciones dentro de los cuales están RFCOMM, el cual es un protocolo de comunicación, OBEX (Object Exchange) y TCS (Telephony Control Protocol).

Por otra parte, es importante mencionar que los dispositivos Bluetooth se clasifican de acuerdo al consumo de potencia y al avance en la tecnología.

En la tabla 3.1 se muestra la clasificación de los módulos Bluetooth, de acuerdo a su consumo de potencia.

Clase	Potencia (mW)	Potencia (dBm)	Alcance (m)
1	100	20	100
2	2.5	4	20
3	1	0	1

Tabla 3.1. Clasificación Bluetooth[7]

Según la versión, los dispositivos Bluetooth se clasifican en la versión 1.1, la cual puede coexistir con Wi-Fi; la versión 1.2 usa AFH para tener mayor seguridad en la comunicación y la versión 2.0 tiene una mayor velocidad de transmisión que las versiones anteriores.[7]

3.1 Perfiles de la tecnología Bluetooth

Los perfiles de Bluetooth describen las diversas aplicaciones que puede tener un determinado dispositivo. Los dispositivos que usan la tecnología Bluetooth, deben conocer y saber interpretar estos perfiles. Los perfiles son parámetros que indican la forma en la que los módulos Bluetooth se comunican entre si.

La tecnología Bluetooth posee una gama amplia de perfiles que se aplican a los diferentes usos de esta tecnología.

Cada perfil debe incluir información sobre lo siguiente:

- Dependencia de otros perfiles
- Propuestas de formato de interfaz de usuario
- Características concretas de la pila de protocolos *Bluetooth* utilizada por el perfil.

A continuación se describen algunos de los perfiles de Bluetooth.

Perfil A2DP

Por medio de este perfil, es descrita la forma en que se debe transferir sonido estéreo de una fuente de sonido al receptor.

A continuación se muestra un ejemplo de este perfil.

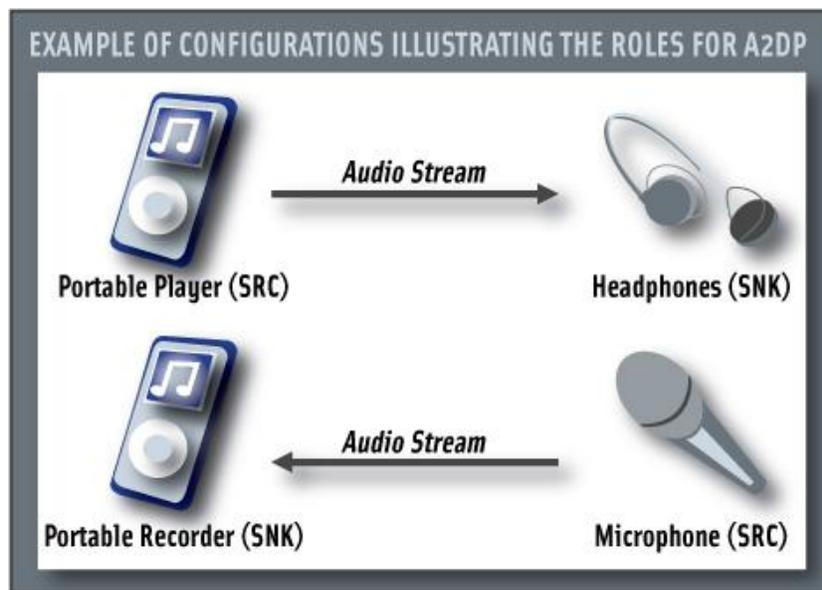


Fig.3.4 Ejemplo de aplicación del perfil A2DP [6]

El reproductor de música es el dispositivo fuente, conocido como SRC, ya que actúa como origen de la transmisión del sonido y el auricular es el receptor SNK, el cual recibe la información enviada por el origen.

El perfil A2DP instaure los procedimientos o procesos para llevar a cabo un envío de la información de alta calidad ya sea en modo mono o estéreo a través de los respectivos canales.

Es importante mencionar que los datos de sonido son comprimidos en un formato adecuado para obtener un correcto funcionamiento en una ancho de banda pequeño o limitado.

Perfil de transferencia de archivos (FTP)

Este perfil, se encarga de establecer los procedimientos para explorar archivos y carpetas de un dispositivo servidor por medio de un cliente. Cuando el cliente encuentra el archivo en el servidor, puede copiarlo.

Un ejemplo, sería la transferencia de archivos entre dos portátiles, de forma inalámbrica

Una situación típica de uso sería la transferencia inalámbrica de archivos entre dos PC o portátiles, o buscar y recuperar archivos en un servidor.

En la figura 3.5 se muestra un ejemplo del perfil de transferencia de archivos FTP.

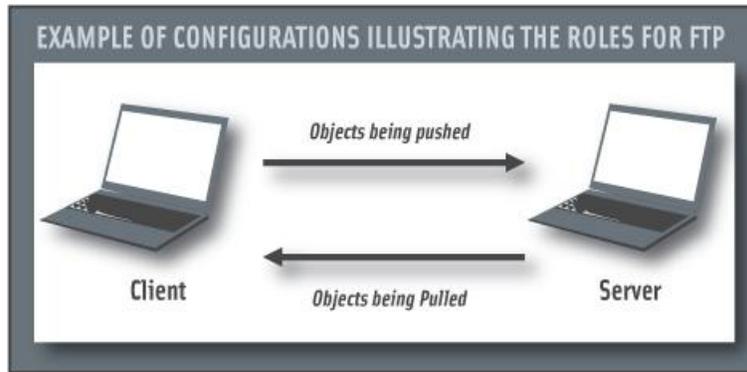


Fig. 3.5 FTP [8].

Perfil HFP

Este perfil hace referencia a como se pueden realizar y recibir llamadas por medio de un manos libres. Esto se realiza utilizando el dispositivo móvil³ como puerta de enlace.

En la figura 3.6 se muestra un ejemplo de un manos libres instalado en un coche, éste se conecta al celular y se utiliza para realizar o recibir llamadas.

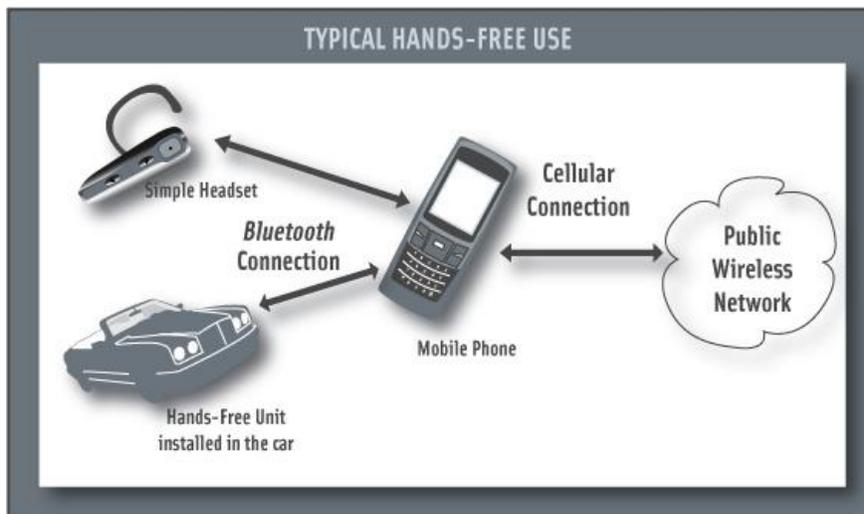


Fig. 3.6 Perfil HFP [8].

³ Teléfono celular

Las señales de control del sistema manos libres se basan en comandos AT. Por último se describirá el perfil SPP, el cual es muy importante en este proyecto de grado, ya que es un perfil de puerto serial que será utilizado para entablar la comunicación entre el computador y el ECG.

Perfil SPP

Este perfil se encarga de describir como se debe configurar puertos seriales para lograr conectar dispositivos que utilicen tecnología Bluetooth. Este perfil define los parámetros necesarios para emular conexiones con cable serial usando el protocolo RFCOMM.

Un ejemplo, podría ser, conectar dos dispositivos por medio de sus puertos seriales virtuales, utilizando tecnología Bluetooth.

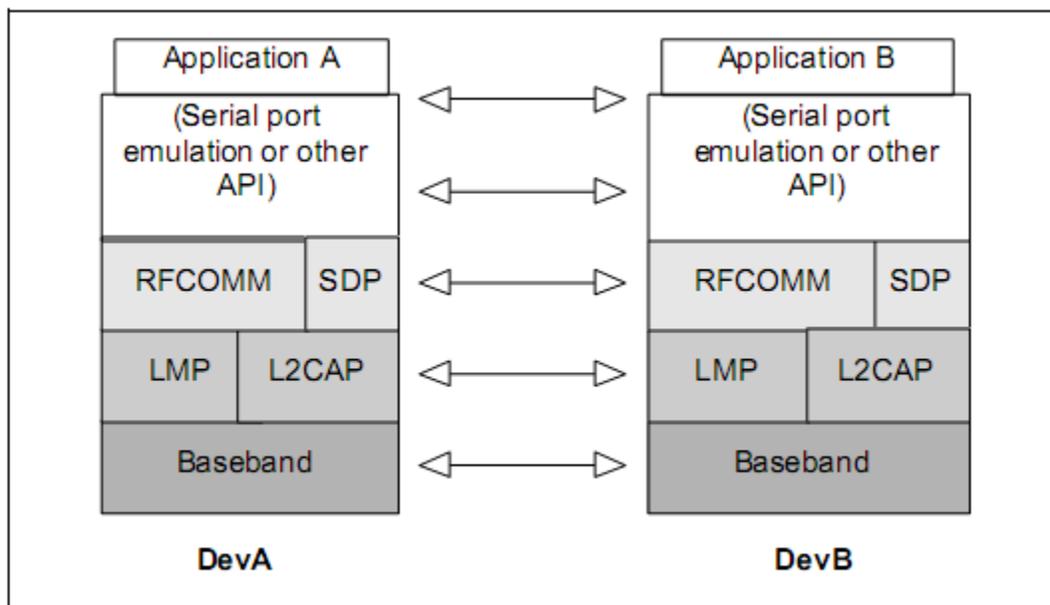


Fig. 3.7 Modelo del protocolo [6]

En la figura 3.7 se muestra el modelo del protocolo que se utiliza en este perfil. La capa cuyo nombre es emulación de puerto serial, como su nombre lo indica, emula el puerto serial.

También se definen los parámetros que se enuncian a continuación:

Dev A : Este dispositivo es el que inicia la conexión con otro dispositivo.

Dev B: Este dispositivo espera a que otro dispositivo tome la iniciativa para realizar la conexión.

Es importante mencionar que este perfil asegura que la velocidad de transmisión de los datos mayor a 128 kbps pueda no sea inconveniente. Soportar más altas velocidades es opcional.

3.1 Programación del módulo Bluetooth seleccionado.

El módulo seleccionado es el PRANI-ESD 200 que trabaja con el perfil SPP de Bluetooth y emula un puerto COM virtual permitiendo una fácil y transparente comunicación con el micro controlador seleccionado.

Programación del Módulo Bluetooth.

La programación del módulo Bluetooth se realiza por medio de un dispositivo diseñado y construido para efectos de este proyecto.

El programador es sencillo y solo necesita el integrado MAX232 para realizar conversión de señales en RS232 a TTL para poderse comunicar con el computador. La figura 3.8 muestra la imagen del programador.



Fig. 3.8 Programador Bluetooth Parani ESD-200 [6]

Simultáneamente se utiliza el software⁴ para programar que gratuitamente ofrece la empresa SENA⁵ fabricante de los módulos. Después de configurar los parámetros de conexión las características del módulo se programan en la ventana que se observa en la Figura 3.9.

⁴ ParaniWIN

⁵ Visite: www.sena.com

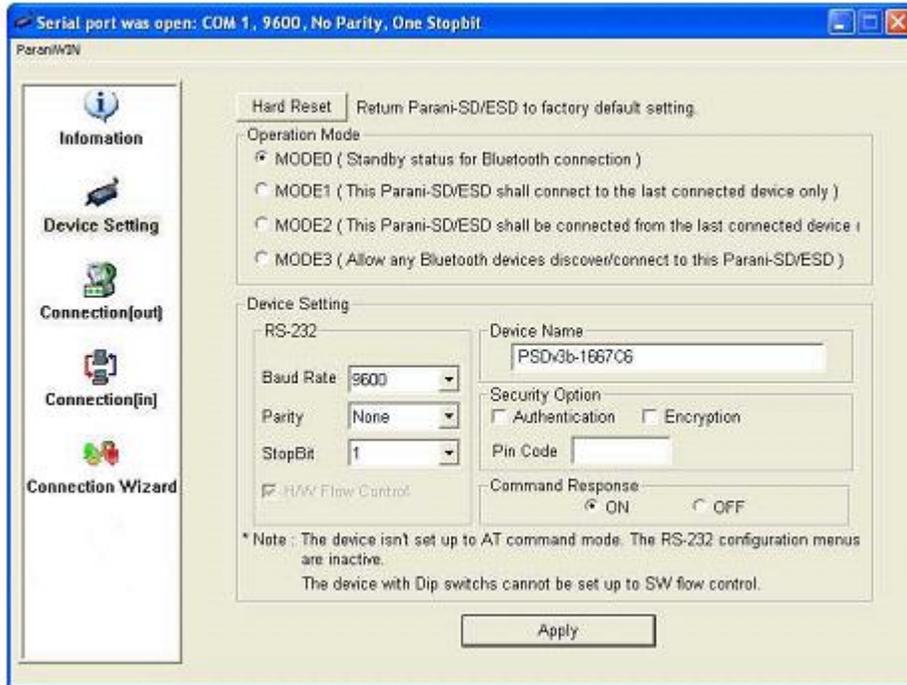


Fig. 3.9 Pantalla de programación del módulo Bluetooth.

En esta pantalla es posible configurar desde el modo de operación (Maestro, esclavo etc), hasta la tasas de baudios, configuración serial, nombre del dispositivo y el código PIN de conexión.

4. ETAPA ANALÓGICA

Para lograr obtener una señal electro cardiográfica adecuada, fue necesario elegir de una forma apropiada los elementos utilizados de acuerdo a las características de la señal y a las necesidades del proyecto. Fue importante tener en cuenta ciertos parámetros de los amplificadores y filtros, como ganancia, frecuencia de corte, entre otros; dichos parámetros, serán explicados a lo largo de este capítulo.

En el siguiente capítulo se explicará el funcionamiento de cada una de las partes de la etapa analógica.

4.1 ELEMENTOS UTILIZADOS.

Amplificador de Instrumentación

Gracias a las características de los amplificadores de instrumentación, se convierten en un elemento útil a la hora de obtener señales electro cardiográficas. El amplificador de instrumentación tiene una entrada diferencial, la cual es adecuada en este caso, para la adquisición de la señal cardiaca.

Una de las características más importantes de los Amplificadores de instrumentación es su impedancia de entrada grande; con esto se permite que la señal obtenida, tenga menos distorsión y sea lo más parecida posible a la señal de entrada.

Otras características de los amplificadores de instrumentación son su alto factor de rechazo a señales en modo común y también se pueden obtener grandes ganancias dependiendo de la resistencia de ajuste.

En la figura 4.1 se muestra un ejemplo de un amplificador de instrumentación típico.

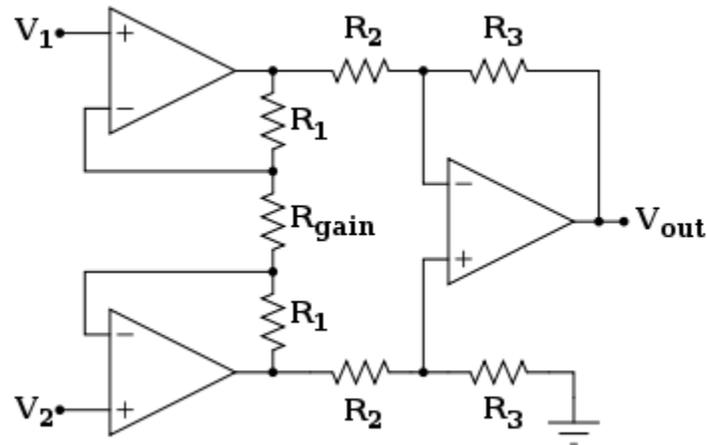


Fig. 4.1. Amplificador de instrumentación.

Como se observa en la figura 4.1, los INA⁶, están conformados por tres amplificadores operacionales. Dos amplificadores que conforman la etapa de entrada y el amplificador de salida. El amplificador que se utiliza es el AD627. A continuación se presenta en la figura 4.2 el diagrama del amplificador en el que se muestran sus pines correspondientes.[11]

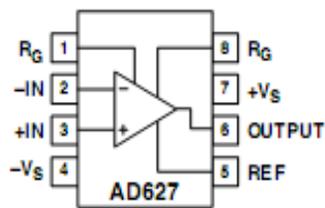


Fig. 4.2 Diagrama de bloques del AD627.

Fuente: Hoja de datos del dispositivo.

⁶ Instrumentation Amplifier

Como se observa en la figura, el INA tiene dos pines para la señal de entrada. Los pines 1 y 8 en los que se coloca la resistencia de ajuste de ganancia, dependiendo de la ganancia que se desee. Los pines 7 y 4 para la polarización positiva y negativa, respectivamente y finalmente el pin 5 para referencia de voltaje si es necesario.

A continuación en la tabla 4.1, se muestran algunas de las características principales de este amplificador de instrumentación.

Parámetro	Valor
Voltage supply	3 V
Ganancia	5V/V - 1000 V/V
Voltaje de offset	150 μ V
Input Impedance differential	20 G Ω
Voltage Noise	38 nV/Hz
Consumo de Potencia	180 μ W

Tabla 4.1. Características del AD627

Como se observa en la tabla 4.1, el voltaje mínimo de alimentación del INA es 3 V, necesario para polarización utilizando baterías. Debido a que el valor del voltaje de entrada proveniente del paciente es muy pequeño; es muy importante que la ganancia del INA no sea tan grande que amplifique el voltaje de offset diferencial, pues este valor se amplifica de acuerdo a la ganancia de la misma forma que la señal de entrada y valores muy grandes de ganancia terminarían saturando la salida del INA. También es importante mencionar que el ruido a la entrada debe ser pequeño; de esta forma, la relación señal a ruido será más grande y serán más significativas las componentes de la señal de interés.

Como se puede ver la impedancia de entrada es grande; esto favorece la adquisición por las razones mencionadas anteriormente.

Con este amplificador de instrumentación, se puede obtener una ganancia desde 5V/V hasta 1000 V/V, dependiendo de la resistencia de ajuste de ganancia. A continuación en la tabla 4.2 se presentan los valores de ganancia que se obtienen de acuerdo a la resistencia.

Desired Gain	1% Std Table Value of R_G, Ω	Resulting Gain
5	∞	5.00
6	200 k	6.00
7	100 k	7.00
8	68.1 k	7.94
9	51.1 k	8.91
10	40.2 k	9.98
15	20 k	15.00
20	13.7 k	19.60
25	10 k	25.00
30	8.06 k	29.81
40	5.76 k	39.72
50	4.53 k	49.15
60	3.65 k	59.79
70	3.09 k	69.72
80	2.67 k	79.91
90	2.37 k	89.39
100	2.1 k	100.24
200	1.05 k	195.48
500	412	490.44
1000	205	980.61

Tabla 4.2. Valores recomendados de resistores de ganancia

A partir de diversas pruebas con diferentes valores de resistencias, se comprobó que se pueden obtener los valores de ganancia aproximados. En la implementación final del proyecto, se utilizó una ganancia de 65 V/V aprox. Con una resistencia de 3.3 k.

En la figura 4.3, se muestra el esquema del amplificador de instrumentación AD627

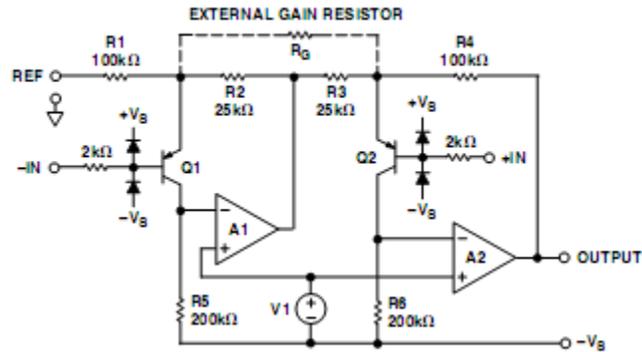


Fig. 4.3 Esquema simplificado del AD627.

Este INA, utiliza una configuración con dos amplificadores operacionales, es por esto que el consumo de potencia es tan pequeño, comparado con los Amplificadores de Instrumentación de topología común. Debido a la asimetría, se produce un menor rechazo en modo común⁷. Sin embargo con el esquema del AD627 se mejora el CMRR de este tipo de amplificadores de bajo consumo de potencia [12].

4.2 ETAPA DE FILTRADO

Amplificador operacional.

El amplificador operacional que se utilizó en este proyecto fue el LM324. Las pruebas realizadas sobre prototipos de distintos tipos de filtros arrojaron como resultado que el amplificador operacional LM324 cumple con las necesidades asociadas a este proyecto, como lo son rango dinámico a la entrada y a la salida, voltaje de polarización adecuado para diseños alimentados con baterías y

⁷ CMRR- Common Mode Rejection Ratio

consumo de potencia. A continuación en la tabla 4.3 se presentan algunas de las características más importantes del LM324.

Parámetro	Valor
Wide power supply range (Single supply)	3V to 32V
Supply Current	0.7 to 1.2 mA
Common mode rejection ratio	85 db

Tabla 4.3. Características eléctricas del LM324

Filtros Sallen-Key

Un filtro de Sallen Key es un tipo de filtro muy utilizado debido a su simplicidad a la hora de implementarlo, debido a que requiere de pocos elementos. Este tipo de filtros activos, utilizan un amplificador operacional junto con elementos pasivos [13]. Los filtros Sallen-Key Pueden ser Pasa Bajas, Pasa Altas o Rechaza Banda. En esta sección estudiaremos los filtros Pasa Bajas y un el filtro Thow-Thomas Rechaza Banda y por último se presentará la simulación de los filtros implementados en el proyecto.

Con este tipo de filtros se pueden obtener altos valores de factor de calidad (Q)⁸.

A continuación, en la figura 3.4, se muestra un esquema generalizado de filtros Sallen-Key.

⁸ Relación entre el ancho de banda y la frecuencia de corte.

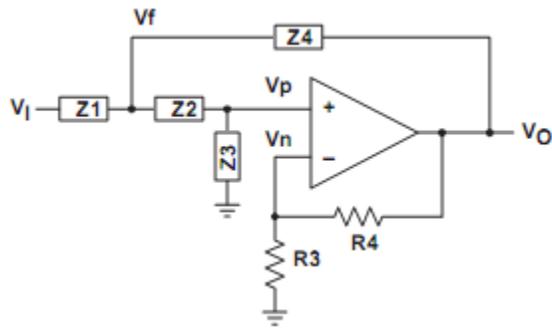


Fig. 4.4 Circuito Sallen-Key general [4]

De acuerdo con [13] se tiene que la función de transferencia para este circuito es:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{K}{\frac{Z_1 Z_2}{Z_3 Z_4} + \frac{Z_1}{Z_3} + \frac{Z_2}{Z_3} + \frac{Z_1(1-K)}{Z_4} + 1}$$

Filtro Pasa Bajas Sallen-Key

En la figura 4.5, se muestra un filtro Pasa Bajas Sallen-Key conformado por dos etapas.

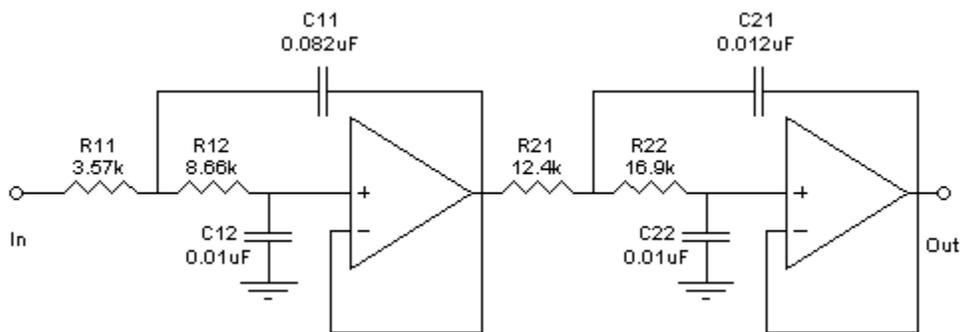


Fig.4.5 Filtro Pasa Bajas Sallen-Key [5]

A continuación se presenta la respuesta en frecuencia de este filtro:

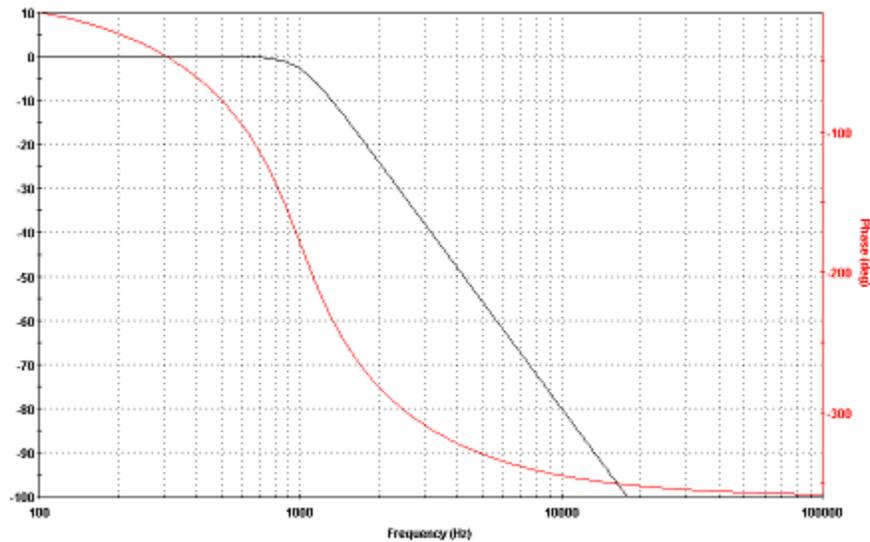


Fig.4.6 Respuesta en Frecuencia de filtro Pasa Bajas Sallen-Key.

Para una etapa la frecuencia de corte es:

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{11}R_{12}C_{11}C_{12}}}$$

Y el factor de calidad está dado por:

$$Q = \frac{\sqrt{R_{11}R_{12}C_{11}C_{12}}}{C_{12}(R_{11} + R_{12})}$$

Filtros Rechaza Banda

Es necesario implementar este tipo de filtrado para eliminar la componente de 60 Hz producida por la red eléctrica, para evitar que la señal cardiaca del paciente se pierda debido a esta componente, en las pruebas realizadas y según el lugar

donde se realizaron, algunas veces la componente de 60Hz saturaba los elementos haciendo que solo se viera una onda cuadrada de 60Hz.

En la teoría se encontraron varias clases de filtros rechaza bandas, algunos de los cuales son presentados a continuación:

Filtro rechaza banda tipo “T” gemela:

Dentro del rango de opciones consideradas para la implementación del filtro se encuentra la propuesta por la empresa *National Semiconductor*⁹ que consiste en una red RC tipo T como la presentada en la figura 4.7.

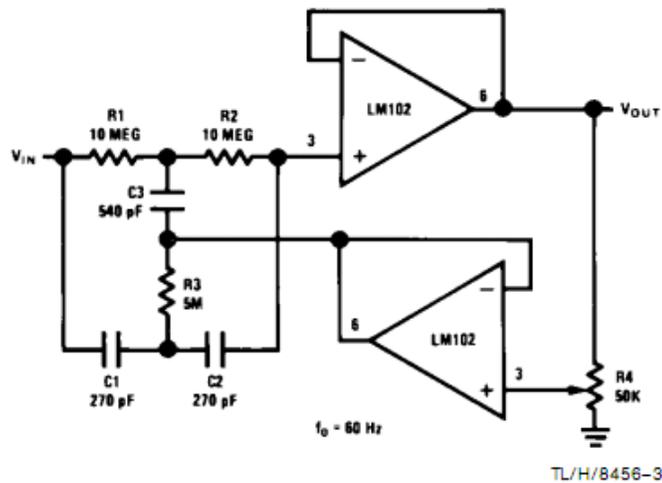


Fig 4.7. Filtro rechaza banda tipo red “T” gemela.

Tomado de “National Semiconductor, Linear Brief 5, Marzo 1969”

La característica fundamental de este tipo de filtro consiste en su alto factor de calidad Q y la posibilidad de tener una banda de rechazo profunda. El ejemplo tomado de la nota de aplicación está diseñado para rechazar la banda de 60Hz

⁹ National Semiconductor, Linear Brief 5, Marzo 1969.

que es la deseada en este proyecto. La simulación del filtro arroja los resultados en frecuencia observados en la Figura 4.8.

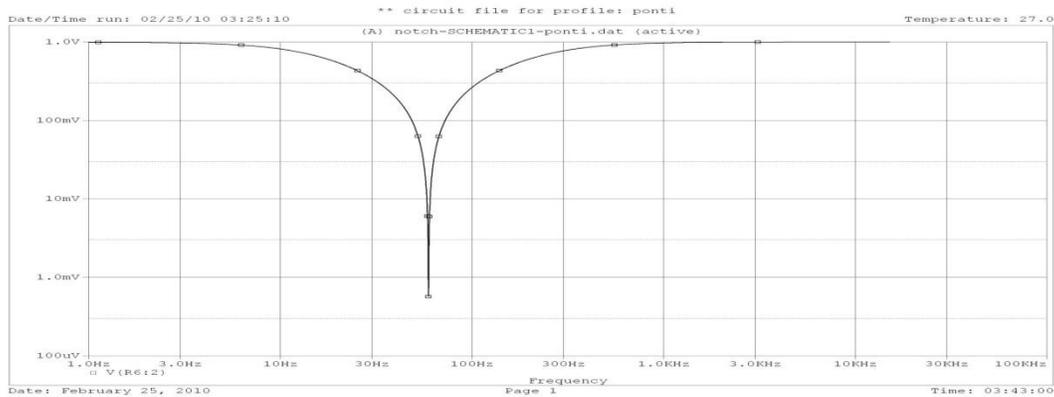


Figura 4.8 Respuesta en frecuencia del filtro de red "T".

La respuesta en frecuencia vista anteriormente está centrada en 60Hz, el ancho de banda de la misma es de alrededor de 100Hz.

Este filtro es descartado por dos razones, la primera es que los componentes pasivos (Resistencias y Condensadores) no son valores estándar y son difíciles de encontrar; la segunda es que el ancho de banda prácticamente elimina la señal cardíaca humana, por esta razón el filtro es descartado.

Filtro rechaza banda utilizando filtro pasa – altas y pasa - bajas:

La forma más directa para la implementación de un filtro rechaza banda consiste en utilizar un filtro pasa-bajas en serie con uno pasa-altas, haciendo que la frecuencia de corte de cada uno de los filtros sea el rango superior e inferior del ancho de banda del filtro rechaza – banda. La figura 4.9 muestra el esquema de este filtro.

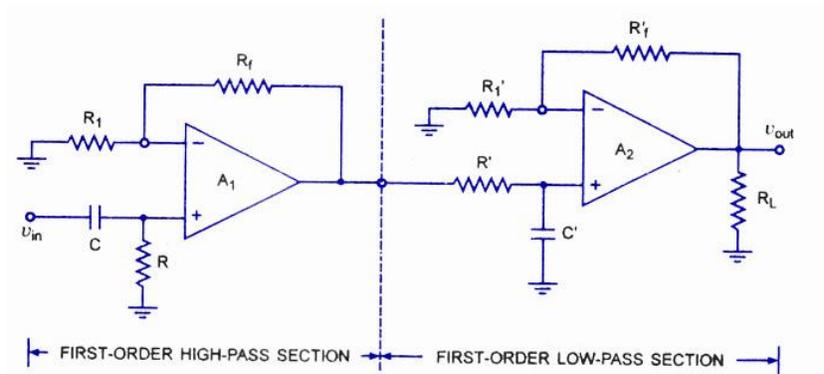


Figura 4.9 Filtro rechaza banda utilizando dos filtros HP y LP¹⁰.

El resultado de la simulación realizada a este filtro se observa en la Figura 4.10. Se puede observar que la respuesta del filtro tiene un ancho de banda muy grande, esto se debe a que los filtros implementados son de orden 2 y la puesta en cascada de estos filtros conlleva a la caída vista.

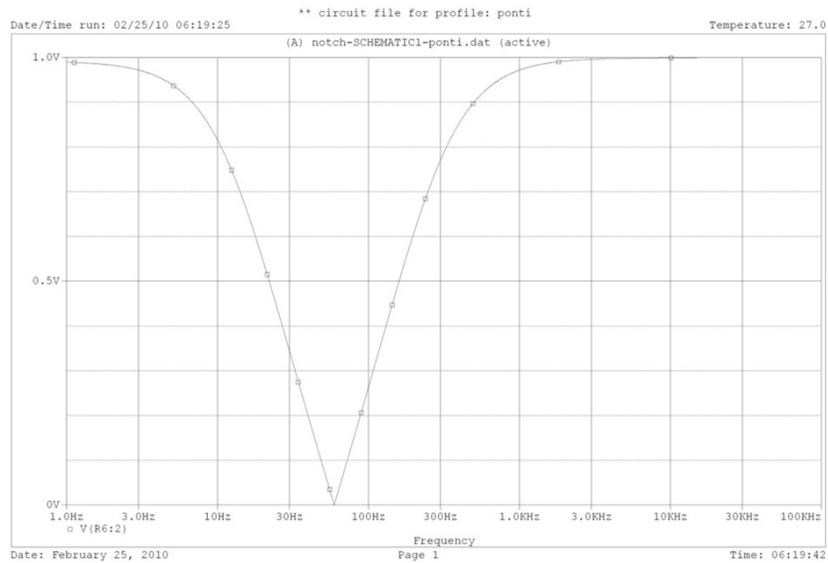


Figura 4.10. Respuesta en frecuencia rechaza banda con HP y LP.

¹⁰ Tomado de : www.circuitstoday.com

Filtro Thow-Thomas Rechaza Banda

Al realizar diferentes pruebas con diferentes topologías, se escogió el filtro Thow-Thomas Rechaza Banda, cuya configuración se muestra en la figura 4.11.

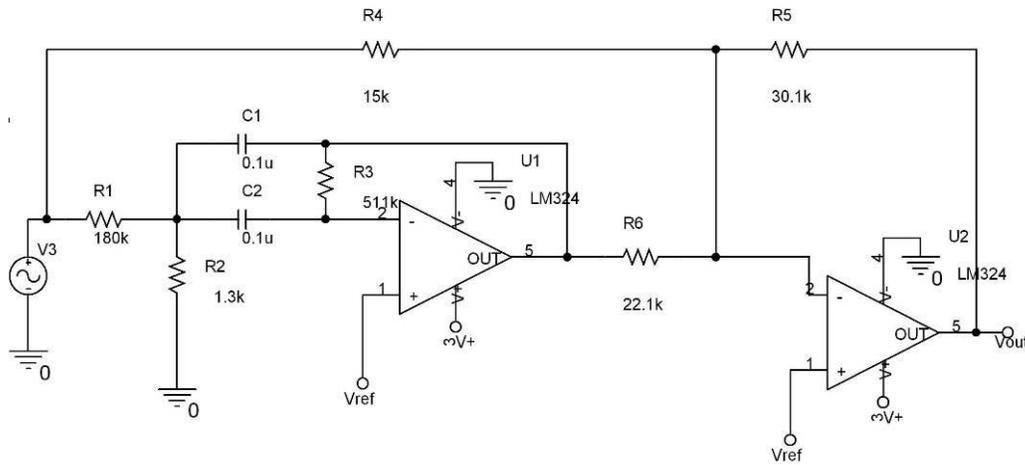


Fig. 4.11. Configuración del filtro rechaza banda

Esta configuración fue elegida por su simplicidad ya que sólo utiliza dos op amp a diferencia de otros tipos de filtros que fueron encontrados. Este filtro funcionó muy bien en simulaciones y en la práctica se corroboró su buen funcionamiento.

En la Figura 4.12 se observa la respuesta en frecuencia del filtro notch tipo Tow – Thomas.

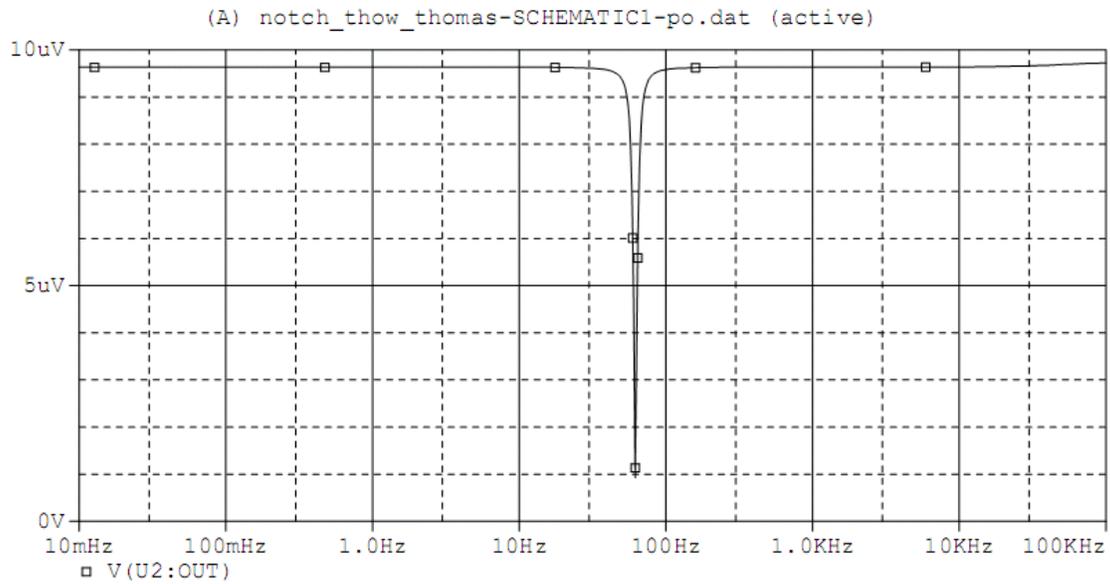


Fig. 4.12. Respuesta en frecuencia del filtro rechaza banda tipo Tow Thomas

4.3 Diseño Final.

En las siguientes figuras se muestra el esquemático de la parte analógica del electrocardiógrafo.

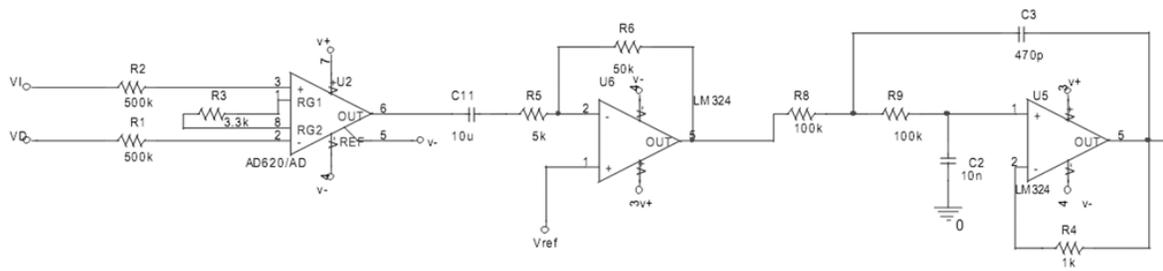


Fig. 4.13. Amplificador de instrumentación – Filtro de Acople -Amplificador Diferencial y filtro pasa bajas.

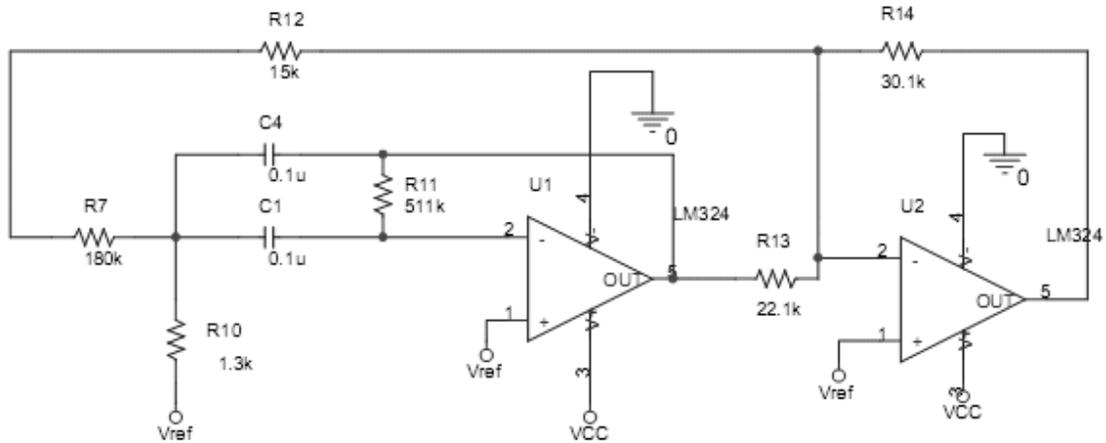


Fig 4.14. Filtro rechaza banda

El esquemático de la figura 4.13 está conformado por el amplificador de instrumentación AD627 con una resistencia de ganancia de 3.3k que origina una ganancia de 65 V/V, seguido de un condensador de acople de 10uF para eliminar componentes en DC, una etapa de amplificación diferencial con ganancia 10 V/V utilizando un OPAMP LM324.

Seguidamente se observa un filtro pasa bajas de arquitectura Sallen Key con respuesta al impulso sin rizado tipo Butterworth de segundo orden.

En la figura 4.14 se encuentra el filtro rechaza banda detallado en la sección anterior, esta es la última etapa antes de ingresar al conversor A/D del dispositivo programable.

Debido al potencial de contacto que es producido por el contacto de la piel con el electrodo, se produce un voltaje de offset el cual será amplificado por el amplificador de instrumentación. Para eliminar este voltaje de offset se colocan condensadores de acople a la salida de cada etapa de tal forma que se rechacen las componentes en DC de la señal.

A continuación los resultados de algunas simulaciones relevantes realizadas al circuito:

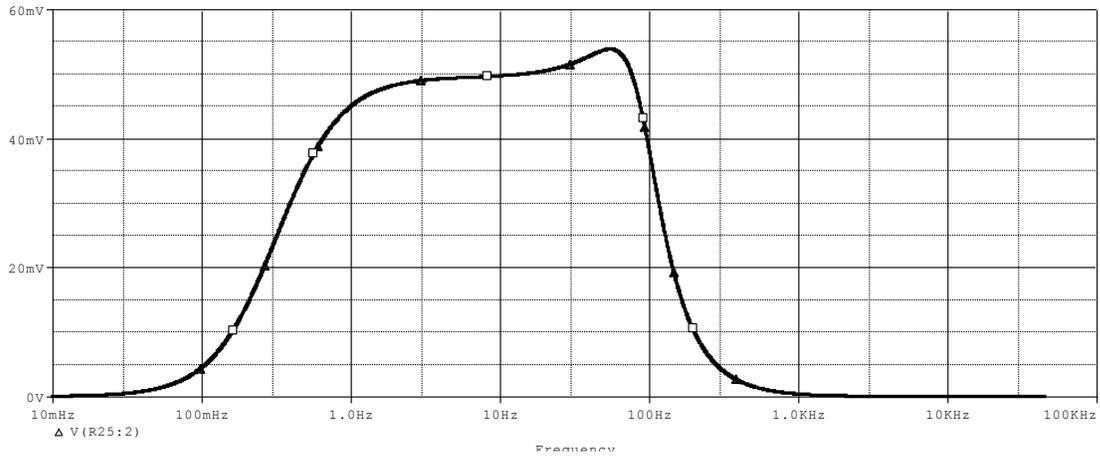


Fig 4.15 Respuesta en frecuencia total.

Para ver las frecuencias de corte se observa la caída de 3dB:

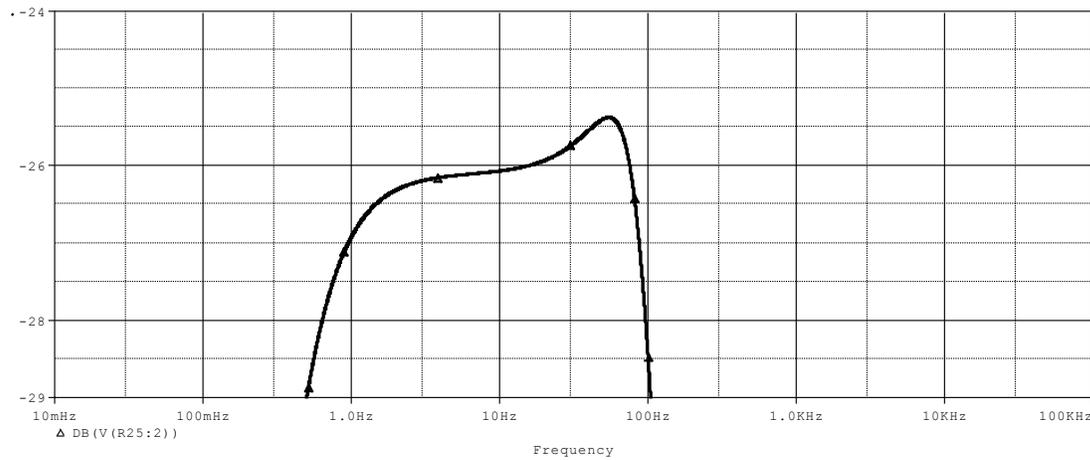


Fig 4.16 Respuesta en frecuencia

Las frecuencias de corte observadas en el sistema están entre 500mHz y 107Hz.

Después de la etapa de amplificación, la señal de salida es filtrada por un filtro pasa bajas con una frecuencia de corte alta de 100Hz. Según la bibliografía, este es el ancho de banda de la señal cardíaca en humanos.

Para comprobar el buen funcionamiento del filtro pasa bajas, inicialmente se realizaron pruebas con una onda senoidal con diferentes frecuencias, de acuerdo a las frecuencias de corte del filtro.

En las siguientes figuras 4.17, 4.18, 4.19 se muestra el comportamiento del filtro en el dominio del tiempo para diferentes frecuencias.

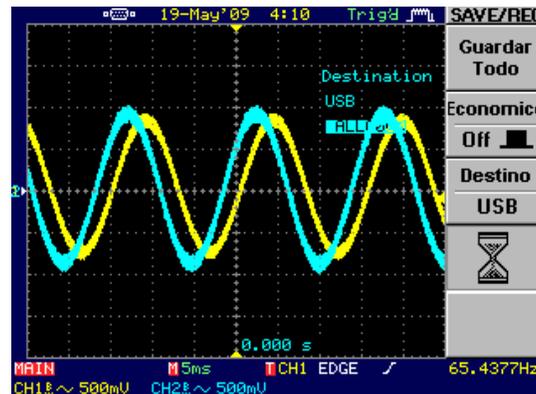


Fig. 4.17 Análisis en el tiempo

En esta figura se puede observar que para la frecuencia de 65.44 Hz, la atenuación del filtro es pequeña.

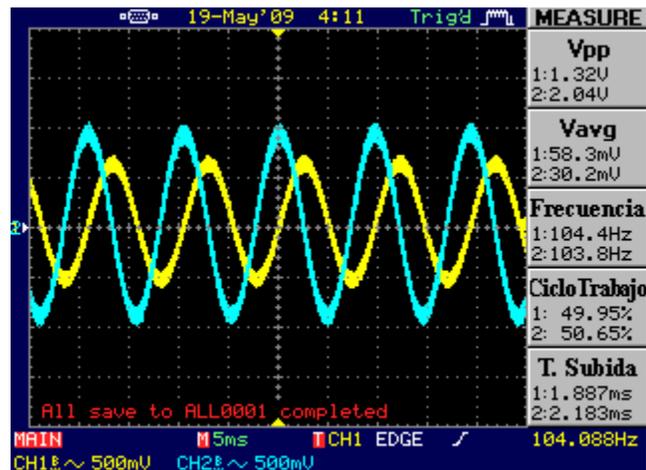


Fig. 4.18 Análisis en el tiempo

En la frecuencia de 104 Hz, la señal comienza a atenuarse más significativamente.

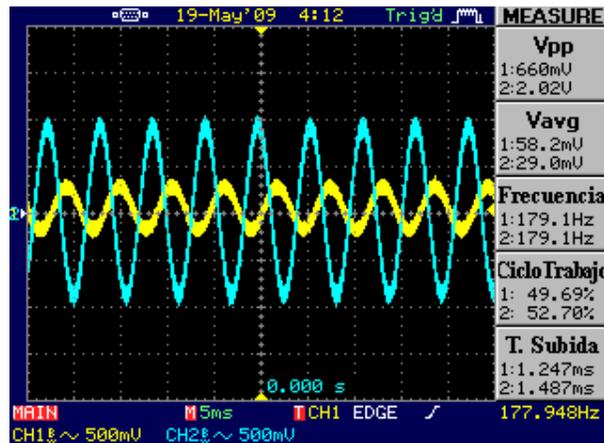


Fig. 4.19 Análisis en el tiempo

Con una frecuencia de entrada de 179Hz la atenuación está por debajo del 73% de la señal, esto indica el correcto funcionamiento del filtro pasa bajas de segundo orden.

Además de las pruebas para comprobar el correcto funcionamiento del filtro, se comprueba el funcionamiento de la configuración para polarizar el sistema con una sola batería de 9V. Se ubica una referencia de 2¹¹V y se obtiene la siguiente gráfica:

¹¹ Por los elementos disponibles en el laboratorio, se utilizó un nivel de referencia de 2V y no de 1.5V, pero el principio que se quería probar se mantuvo.

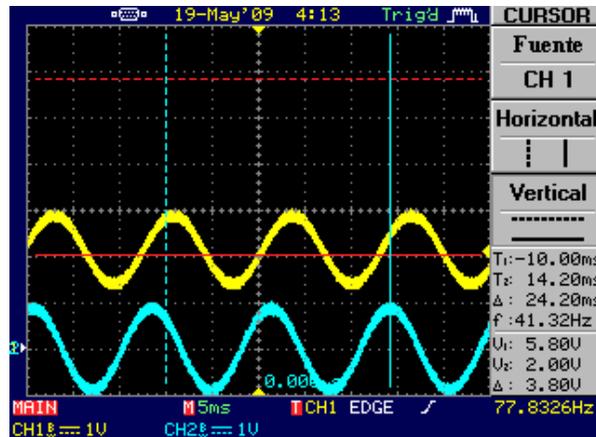


Fig. 4.20 Comportamiento del filtro con polarización de 9 V

La señal superior aparece sobre un nivel de DC de 2V, la señal inferior aparece centrada en tierra. De nuevo se comprueba el correcto funcionamiento del filtro.

4.4 Filtro Anti-Traslape (Anti-Aliasing).

Para evitar el fenómeno de traslape¹² provocado al efectuar el muestreo de la señal analógica, es necesario limitar el espectro de la misma. En la sección anterior se diseñó una etapa de filtrado pasa banda con frecuencias de corte entre 500mHz y 107Hz, por tal razón el espectro de la señal que entra al conversor Digital Analógico está limitado en frecuencia minimizando así el efecto de traslape mencionado anteriormente.

La Figura 4.21 muestra el efecto que tiene la conversión D/A sobre el espectro de la señal y como se produce traslape cuando se elige una frecuencia de muestreo equivocada.

¹² Aliasing.

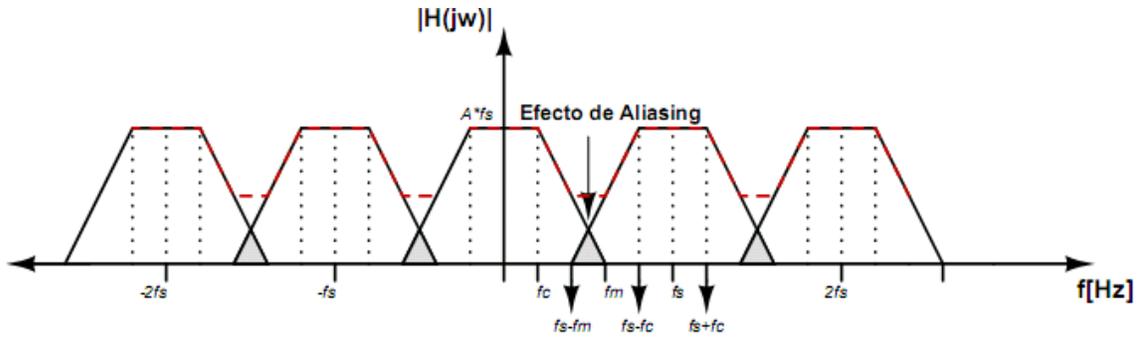


Fig. 4.21 Efecto de aliasing en la señal de entrada.

Como se observa en la figura anterior, al seleccionar una frecuencia de muestreo debe considerarse que los filtros analógicos no tienen una respuesta ideal, por lo tanto existe un pequeño traslape entre las componentes de ruido de la señal después de ser filtrada.

Este traslape es tolerable ya que no afecta la señal de interés ($<107\text{Hz}$) y por lo tanto no altera las componentes importantes.

5. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL ANALÓGICA A DIGITAL

5.1 Conversión A/D

La conversión A/D puede considerarse como la última etapa del procesamiento analógico ó como una etapa inicial indispensable para el procesamiento digital.

La figura 3.1, muestra los pasos típicos que caracterizan la lectura y conversión de una señal analógica a una señal digital.

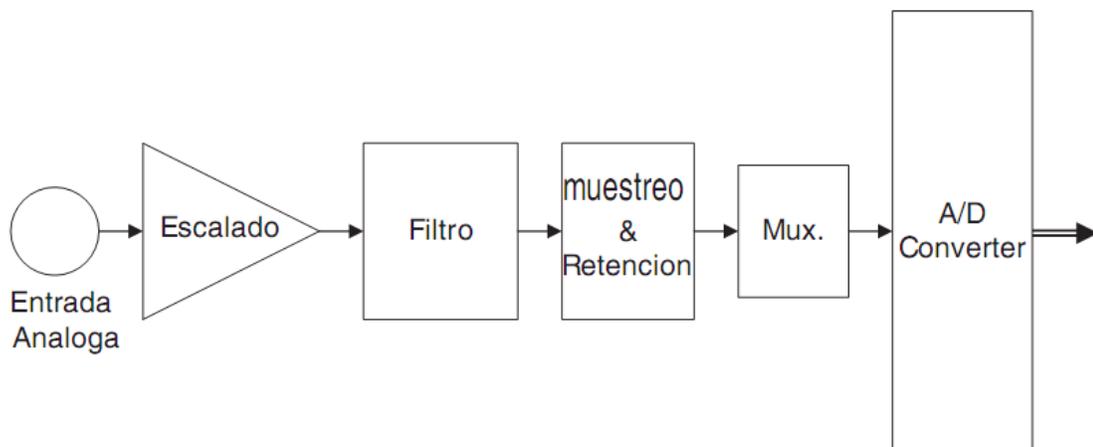


Fig 5.1 Proceso de conversión A/D

Las señales recibidas de sensores usualmente necesitan ser procesadas antes de entrar al conversor A/D. Este procesamiento empieza normalmente con el escalamiento de la señal a un valor correcto, las Componentes de Señales no deseadas son removidas usando filtros. Finalmente antes de

entrar al conversor A/D, la señal es pasada a través de un dispositivo de muestreo y retención, esto es especialmente importante con señales rápidas en tiempo real, cuyos valores pueden cambiar entre los instantes de muestreo.

El proceso de conversión es el siguiente:

- Aplicar la señal procesada a la entrada A/D
- Comenzar la conversión
- Esperar hasta que la conversión este completa
- Leer los datos digitales convertidos

La conversión A/D comienza por disparo del convesor, dependiendo de la rapidez del conversor el proceso puede tomar varios microsegundos, al final de la conversión el conversor genera una bandera ó una interrupción, para indicar que la conversión ha sido completada.

5.2 Parámetros del Conversor

Algunos parámetros del conversor son:

Cuantización

La cuantización está definida como la conversión de una señal en tiempo discreto con valores continuos en una señal de tiempo discreto con valores discretos (señal digital). El valor de cada muestra se representa mediante un valor seleccionado de un conjunto finito de valores (*niveles de cuantificación*). La cuantificación es un proceso irreversible, no invertible, ya que siempre se produce una perdida de información. Teóricamente esto se fundamenta, en que, al existir un número limitado de niveles, a distintos valores continuos se

les asigna un mismo valor discreto por lo que no se pueden obtener los valores originales a partir de los valores cuantificados.

En este proceso cada uno de los datos digitales se va a representar con un número de bits finito, lo cual hará que la señal muestreada y la original difiera.

El intervalo de cuantización depende de los niveles de resolución, como se puede observar en la figura 3.2, donde la señal es cuantizada en 11 puntos de tiempo y 8 segmentos de cuantización .

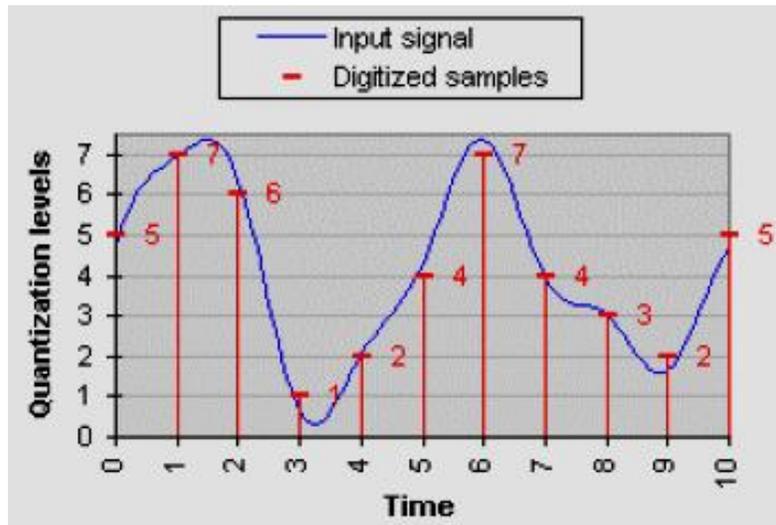


Fig 5.2 Cuantización y digitalización de una señal

Resolución

La resolución del conversor es el número de divisiones en que el sistema puede dividir el rango del conversor A/D y detectar pequeños cambios en la señal. Es decir la resolución es el cambio mínimo de voltaje detectable que coincide con el valor del bit menos significativo.

La resolución fue uno de los criterios más importantes en la selección del microcontrolador PIC16F887A, entre las características que se pueden rescatar es que este dispositivo tiene 14 módulos de conversión análogo-digital de 10 bits cada uno, de acuerdo a esta resolución, el conjunto con un rango de entrada de

de 4V permite una resolución de 3.9mV^{13} , para el proyecto se realizó la conversión A/D con 8 bits para una resolución de 15.68mV^{14} , la cual es suficiente para la adquisición de la señal cardiaca. La ecuación que nos relaciona la resolución contra el número de bits es la siguiente:

Al realizar la conversión el microcontrolador guarda la conversión en dos registros: ADRESH, el cual contiene los bits más significativos y ADRESL, el cual contiene los bits menos significativos. Para el desarrollo del proyecto se usó justificación a la derecha como se puede observar en la figura 5.3

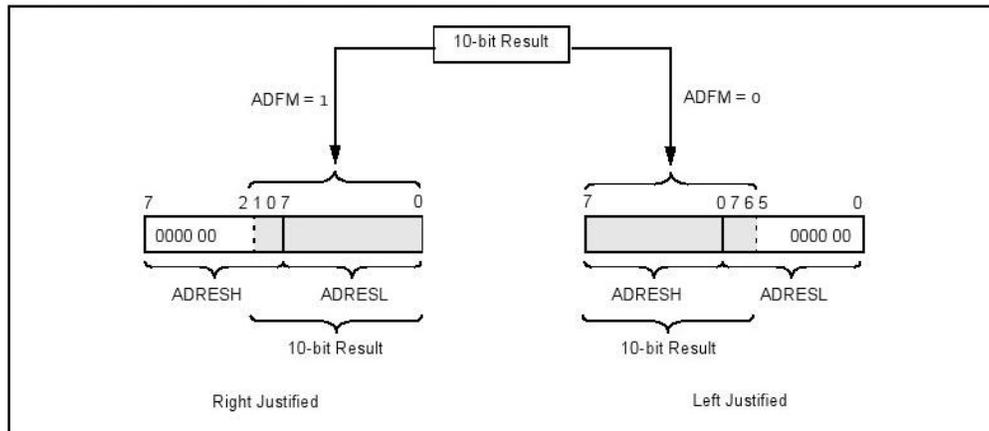


Fig 5.3 Justificación por medio del registro ADFM

Los registros ADRESH y ADRESL son guardados en la memoria del microcontrolador hasta su transmisión serial, por medio de la interfaz de comunicación serial del PIC16F887A.

¹³ 10 bits equivalen a 1023 valores, $4\text{V}/1023 = 3,9\text{mV}$.

¹⁴ 8 bits equivalen a 255 valores, $4\text{V}/255 = 15,68\text{mV}$.

5.3 Microcontrolador PIC16F887A

El microcontrolador PIC16F887A, tiene la función de conversión analógica digital y la transmisión en modo USART.

Se denomina microcontrolador a un dispositivo programable capaz de realizar diferentes actividades que requieran del procesamiento de datos digitales y del control y comunicación de diferentes dispositivos.

Los microcontroladores poseen una memoria interna que almacenan dos tipos de datos: las instrucciones, que corresponden al programa que se ejecuta; y los registros o datos que el usuario maneja. Así como los registros especiales para el control, así como los registros especiales para las diferentes funciones del microcontrolador.

De acuerdo al número de instrucciones que el microcontrolador maneja se le denomina de arquitectura RISC(reducido) o CISC(complejo).

Los microcontroladores poseen principalmente una ALU (Unidad lógico aritmética) memoria del programa, memoria de registros y pines I/O (entrada y/o salida). La ALU es la encargada de procesar los datos dependiendo de las instrucciones que se ejecuten (ADD, OR, AND), mientras que los pines son los que se encargan de comunicar el controlador con el medio externo. La función de los pines puede ser de la transmisión de datos, alimentación de corriente para el funcionamiento del mismo o pines de control específico.

El PIC16F887A es un microcontrolador versátil, eficiente y práctico en la aplicación dada en este proyecto. Entre sus principales características se encuentran:

- Soporta modo de comunicación serial, posee dos pines para ello
- Amplia memoria para datos y programa.

- Memoria reprogramable, la memoria en este PIC es la que se denomina flash; este tipo de memoria se puede borrar eléctricamente.
- Set de instrucciones reducidas tipo RISC.
- 12 módulos de conversión análogo-digital de 10 bits.
- Modulo de comunicación serie USART.

Características generales del PIC

Las características más relevantes del microcontrolador se pueden resumir:

- Máxima frecuencia de trabajo: 20MHZ
- Memoria de programa flash palabra de 14 bits: 8KB
- Posición de RAM de datos:368
- Módulos CPP:2
- Posiciones EPROM de datos :256
- Puertos entrada salida A,B,C,D,E
- Número de pines:40
- Interrupciones:15
- Timers:3
- Comunicación serie: MSSP, USART

- Líneas de entrada del conversor análogo digital :12
- Numero de instrucciones: 35
- Longitud de la instrucción:14 bits
- CPU:Risc
- Canales Modulación por ancho de pulsos (PWM):2.

Transmisión serial

Los PIC16F887A contienen un modulo MSSP con dos puertas para la localización serie síncrona ocurra con señal de reloj, además también disponen de un modulo USART capaz de soportar la comunicación serie síncrona y asíncrona.

El USART, llamado SCI(Serial Communications Interface), puede funcionar como un sistema de comunicación *full dúplex* o bidireccional asíncrono, adaptándose a multitud de periféricos y dispositivos que transfieren información de esta forma, tales como el monitor CRT o el ordenador PC, también puede trabajar en modo síncrono unidireccional o *half dúplex* para soportar periféricos como memorias, conversores etc. En resumen el USART puede trabajar de tres maneras:

1. *Asíncrona(Full Duplex Bidireccional)*
2. *Síncrona(Half Duplex Unidireccional)*
3. *Síncrona-Esclavo(Half Duplex Unidireccional)*

En la figura 5.4 se muestra un esquema del comportamiento del USART en modo asíncrono y síncrono.

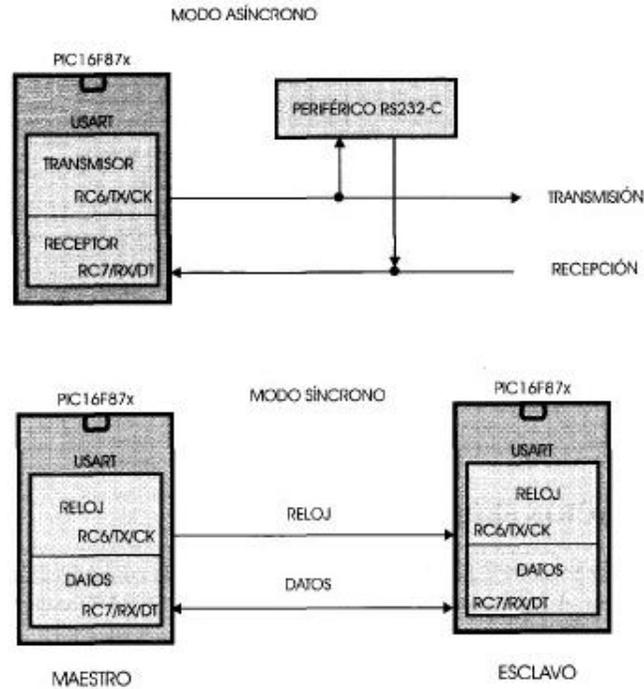


Fig 5.4 modo asíncrono vs modo síncrono en comunicación USART

En el primero las transferencias de información se realizan sobre dos líneas TX(transmisión) y RX(recepción), saliendo y entrando los bits por dichas líneas al ritmo de una frecuencia controlada internamente por el USART. En el modo síncrono, la comunicación se realiza sobre dos líneas, la DT que traslada en los dos sentidos los bits a la frecuencia los impulsos de los impulsos de reloj que salen por la línea CK desde el maestro. En ambos modos las líneas de comunicación son las dos de más peso de la puerta C:RC6/TX/CK y RC7/RX/DT.

Para el desarrollo del proyecto se utilizo el protocolo asíncrono del USART, según la norma RS-232-C, donde cada palabra de información o dato se envía independientemente de los demás y van precedidos por un bit de START(inicio) y detrás de ellos se coloca un bit de STOP(parada), de acuerdo con las normas de formato estándar NRZ(NonReturn-to-Zero) como se puede observar en la figura 5.5 Los bits se transfieren a una frecuencia fija y normalizada

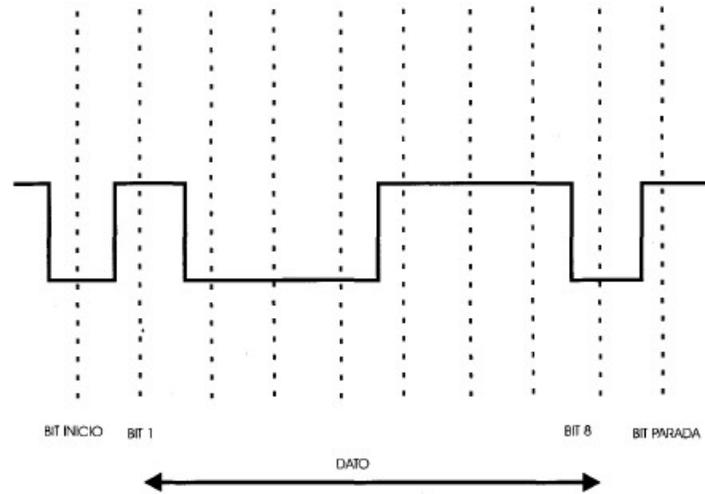


Fig 5.5 Protocolo de comunicación asíncrona.

5.4 Selección de la Frecuencia de muestreo y velocidad de transmisión UART.

Del capítulo 4 se estableció que la frecuencia de muestreo seleccionada debía tener en cuenta el efecto de aliasing y la no idealidad de los filtros. Según el teorema de Nyquist la frecuencia de muestreo mínima a seleccionarse debería ser el doble de la máxima frecuencia de la señal de interés, en este caso 100Hz.

Según esta proposición la frecuencia de muestro debería ser de mínimo 200Hz; este valor no puede ser seleccionado porque la componente de ruido en la región de transición de los filtros analógicos, se traslaparía con la señal de entrada de interés.

La frecuencia de corte de los filtros de segundo orden es de 107Hz, así que su respuesta tendrá una caída de 40dB por década desde la frecuencia de corte. Eso quiere decir que a una frecuencia de 1070Hz la señal tendrá una atenuación del 99%. La frecuencia de muestreo puede elegirse entonces en un valor cercano a

1000Hz, debido a que el efecto de traslape que se presentará solo afectará el ruido en la banda de transición.

De la mano con la frecuencia de muestreo viene la velocidad de transmisión serial, cada vez que el PIC toma una muestra debe enviarla inmediatamente al módulo Bluetooth.

El periodo de muestreo se establece en 1ms, por lo tanto el envío de cada trama serial (10bits) deberá tomar menos de ese valor.

Teniendo en cuenta las velocidades de transmisión estándar se selecciona la de 57600 baudios; a esta velocidad toma:

A esta velocidad el microcontrolador queda holgado para realizar el proceso de conversión A/D y el envío de las tramas seriales, este proceso se observa en la figura 5.6.

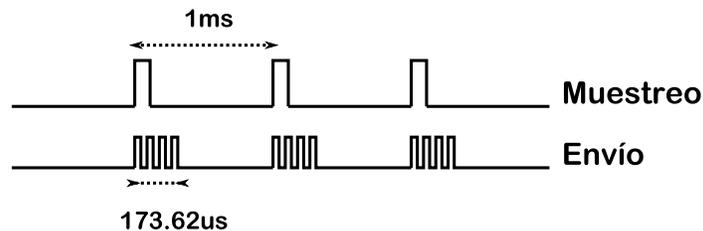


Fig. 5.6 Comparación envío trama serial contra periodo de muestreo.

5.5 Programación del PIC.

La programación del PIC16F887A se realiza mediante el software gratuito MikroC, proporcionado por el fabricante *Microchip*¹⁵, el programa consta de 2 partes. En la

¹⁵ Ver: www.microchip.com

primera parte se configuran los puertos, se definen las variables y se activan el conversor A/D y los puertos USART.

```
unsigned int temp_res ;  
  
unsigned int datos;  
  
void main() {  
  
    ADCON1 = 0;           // Configure analog inputs and Vref=VDD  
    VERF-=GND
```

La segunda parte es un ciclo *while* infinito, el cual lee un valor del conversor A/D, lo envía por el puerto serial y luego espera 1ms para volver a hacer el mismo procedimiento.

```
do {  
  
    temp_res = ADC_Read(2); // Get 10-bit results of AD conversion port AN2  
    PORTD = temp_res >> 2; // envia los 8 bits mas significativos al puerto D  
    datos=temp_res>>2;     //envia los 8 bits mas significativos, ADC 8 Bits  
    USART_Write(datos);   // Send ADC reading as byte  
  
    Delay_us(10);
```

Nótese que la resolución del conversor A/D es de 10 bits, que son reducidos a 8 para poderlos enviar correctamente por el puerto serial.

6. VISUALIZACIÓN DE DATOS UTILIZANDO LABVIEW

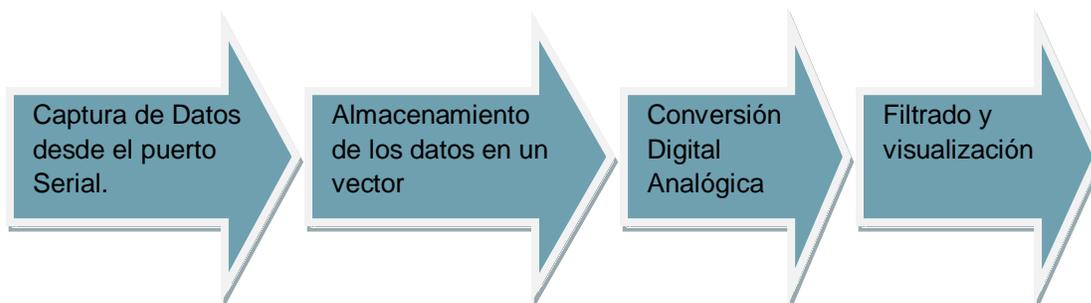
La última etapa de todo dispositivo de medición es el ordenamiento y la visualización de las señales capturadas en las etapas iniciales. En el presente proyecto se utiliza el software *Labview 8* de uso estudiantil.

6.1 Características Generales de Labview:

Labview es un software diseñado especialmente para facilitar el proceso de adquisición y visualización de medidas adquiridas por dispositivos electrónicos de instrumentación. El sistema para la programación en *Labview* consiste en una potente interfaz gráfica que permite interactuar y manipular directamente los bloques necesarios en el proyecto.

6.2 Diseño del Software de Visualización:

El diagrama de bloques conceptual y de flujo de datos necesarios para comprender la aplicación requerida se muestra a continuación:



Una vez se han definido estos primeros bloques se procede a analizar etapa por etapa y buscar la mejor forma de implementar el diseño.

Comunicación Serial:

El primer requisito para el software de visualización es la comunicación serial, para tal fin se utiliza la herramienta VISA (Virtual Instrument Software Architecture), que permite abrir un puerto serial dados ciertos parámetros del mismo. En la Figura 6.1 se observa el bloque constituyente:

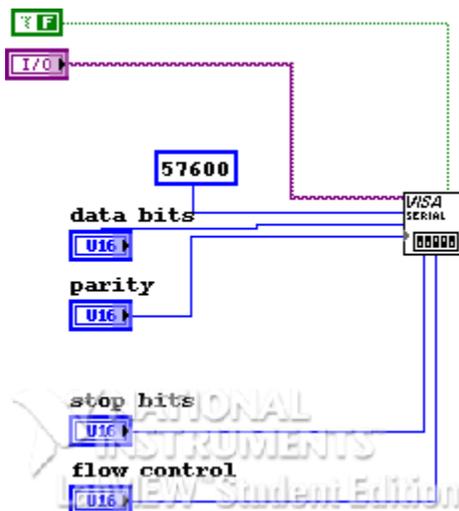


Fig 6.1 Comunicación serial

En este bloque se identifican las partes de la configuración serial:

- Velocidad de Transmisión: 57600 baudios.
- Bit de datos: 8bits.
- Bits de detención: 1.
- Sin paridad ni control de flujo.

Una vez se ha abierto el puerto se configura la máscara y el buffer de recepción. La figura 6.2 muestra el bloque básico:

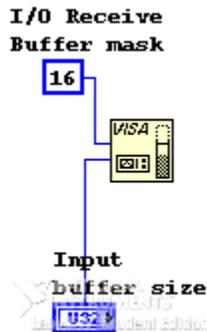


Fig. 6.2 Configuración Buffer de recepción

El tamaño del buffer de entrada se deja como un parámetro que puede ser cambiado posteriormente y con valor estándar de 4096 bytes.

Filtrado y Visualización:

Una vez está establecida la comunicación serial, se utiliza un ciclo *FOR* para correr infinitamente el proceso de recepción y visualización del dispositivo. Dentro de este ciclo se contiene:

- Lectura de 8 bits del puerto serial  (VISA Read).
- Conversión de String a Entero de 8 bits  (String to byte array).
- Conversión de datos binarios a Forma de onda Digital



- Conversión Analógica digital .

- Etapa digital de Filtrado, Pasa Bajas, Pasa altas y rechaza banda 

Waveform Graph

- Visualización de la forma de onda  .

En general, el sistema anteriormente descrito se observa en las figuras 6.3 y 6.4:

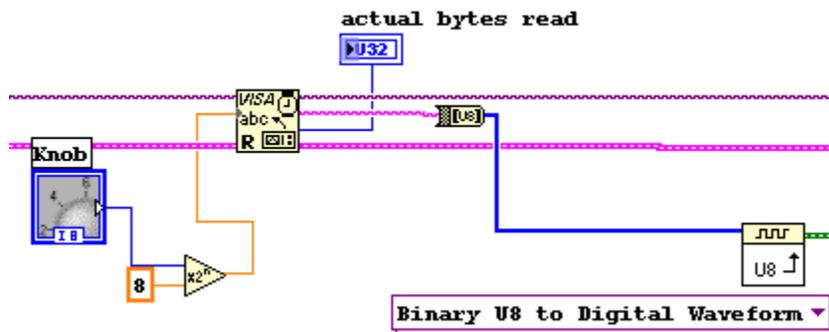


Fig. 6.3 Primera parte visualización

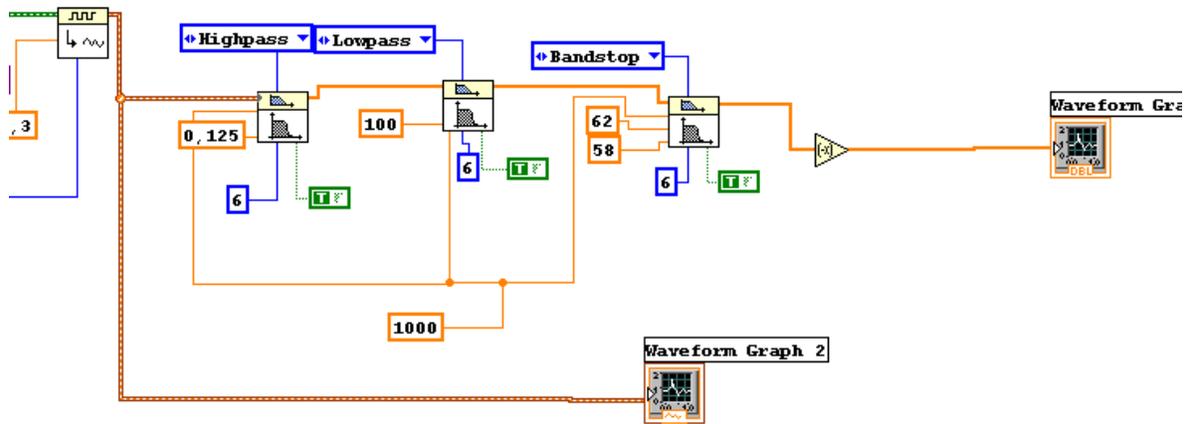


Fig 6.4 Segunda parte visualización

El diagrama total del diseño del diagrama de bloques se observa en la figura 6.5.

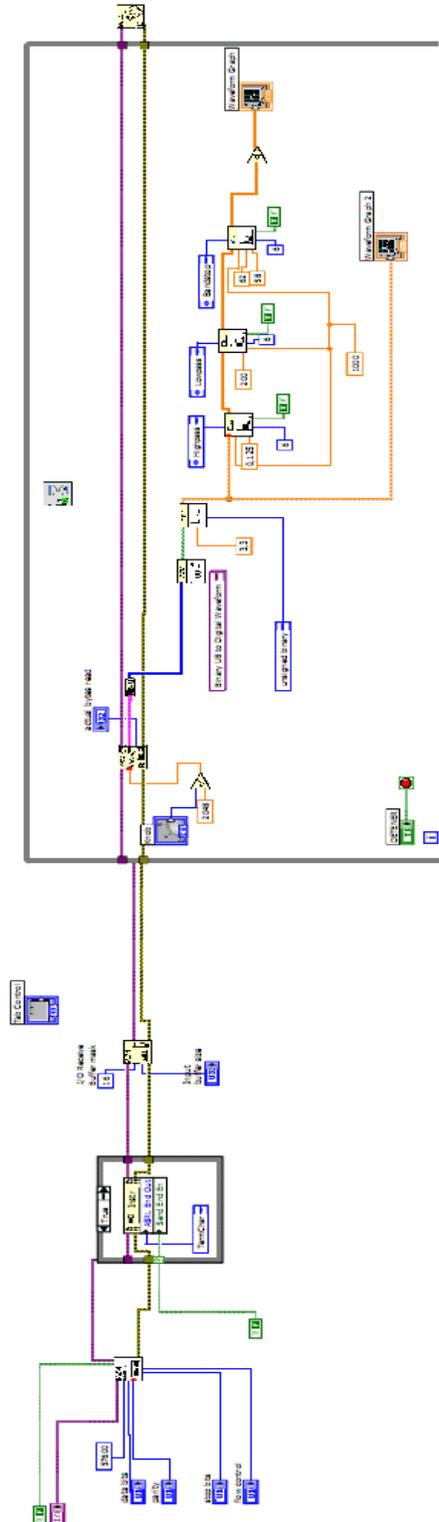


Fig 6.5 Esquemático Total.

Esta explicación abarca todo lo relacionado con el diagrama de bloques, ahora se discutirá el panel frontal.

Visualización en el panel frontal:

En la figura 6.6 se detalla el panel principal de visualización:

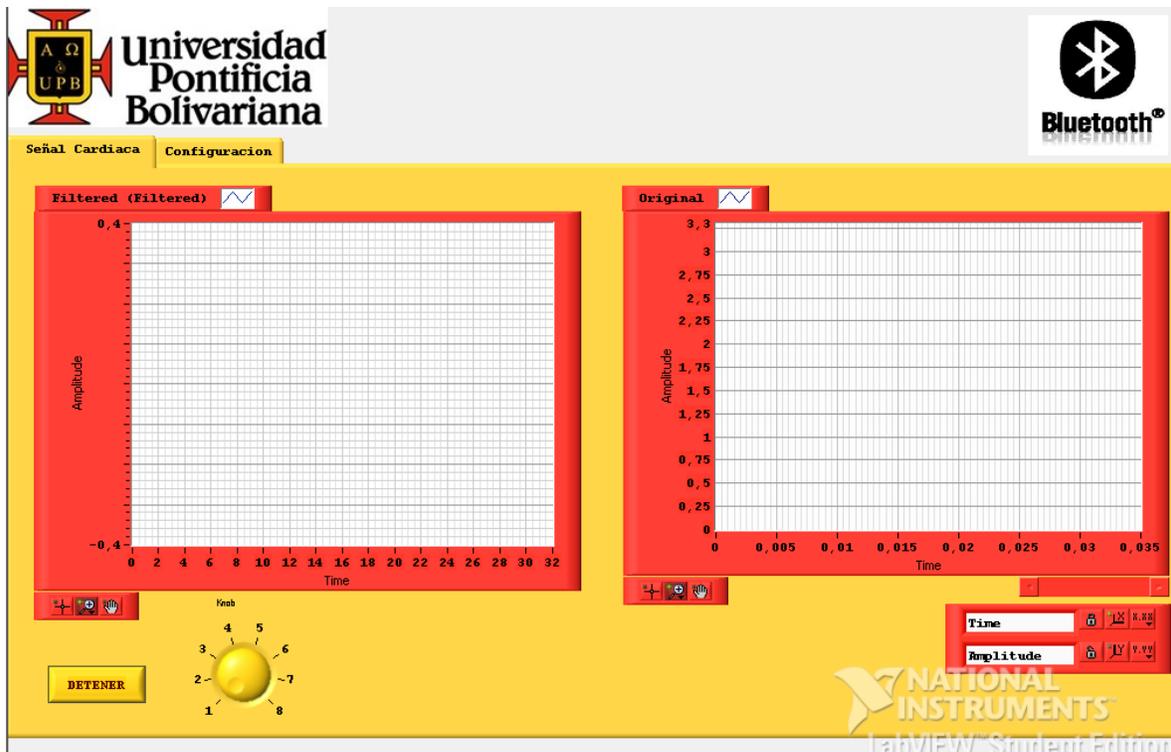


Fig. 6.6 Panel de visualización

En este panel se observan dos pantallas para visualizar las formas de onda, en la de la izquierda se observa la señal cardíaca después de pasar por los tres filtros en serie, a la derecha se observa la señal original, tal y como es enviada desde el PLC.

La parte de configuración se muestra en la figura 6.7.



Fig. 6.7 Configuración

En esta sección de configuración se encuentra la selección del Puerto COM virtual que previamente el adaptador *Bluetooth* con perfil de puerto serial ha creado.

También pueden ser modificadas otras opciones tales como:

- Bits de entrada: Defecto 8.
- Paridad : Defecto: Ninguna.
- Control de Flujo: Defecto: Ninguno.
- Bits de detención: Defecto: 1.
- Tamaño del Buffer de entrada: Defecto: 4096.

7. DISEÑO FINAL Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

El diagrama de bloques del electrocardiógrafo en su fase final se observa en la figura 7.1.

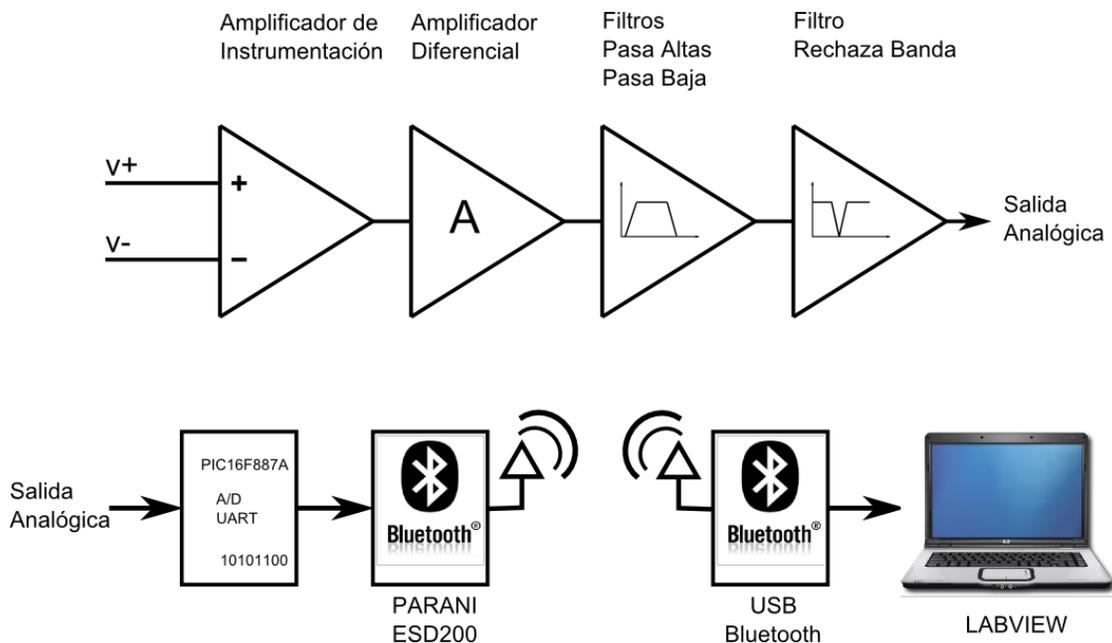


Figura 7.1. Diagrama de bloques del sistema completo.

Cada una de las etapas ha sido explicada anteriormente a lo largo del libro¹⁶; este diseño es el resultado de una serie de pruebas y modificaciones realizadas a cada una de estas considerando el desempeño más óptimo y los resultados arrojados del análisis de los prototipos implementados.

7.1 Diseño del circuito impreso:

¹⁶ Ver Capítulo 3, 4 y 5.

Las principales consideraciones para el diseño del circuito impreso recaen en el aislamiento de las posibles fuentes de ruido externo inducido hacia el circuito. Por tal razón las principales medidas tomadas para el diseño del circuito impreso fueron las siguientes:

- Separar los caminos de datos digitales y de señal analógica.
- Aislar, por medio de inductancias, las tierras y polarizaciones analógicas y digitales.
- Ubicar condensadores cerámicos de Bypass y entre Vdd y tierra para filtrar ruido de alta frecuencia en los pines de alimentación.
- Aislar las etapas mediante planos de tierra para evitar así la interferencia electromagnética.

También otra consideración importante fue la separación de la etapa analógica y digital en diferentes lugares del PCB. Este aislamiento de las tierras se realiza utilizando inductores de baja resistencia interna que filtrarán las señales de alta frecuencia producidas por la conmutación de la etapa digital y evitaran que lleguen a la etapa analógica. El valor de estos inductores es de $20\mu\text{H}$ con una resistencia interna de $500\text{m}\Omega$.

En la figura 7.2 se observa la cara superior del circuito impreso y en la figura 7.3 la cara inferior:

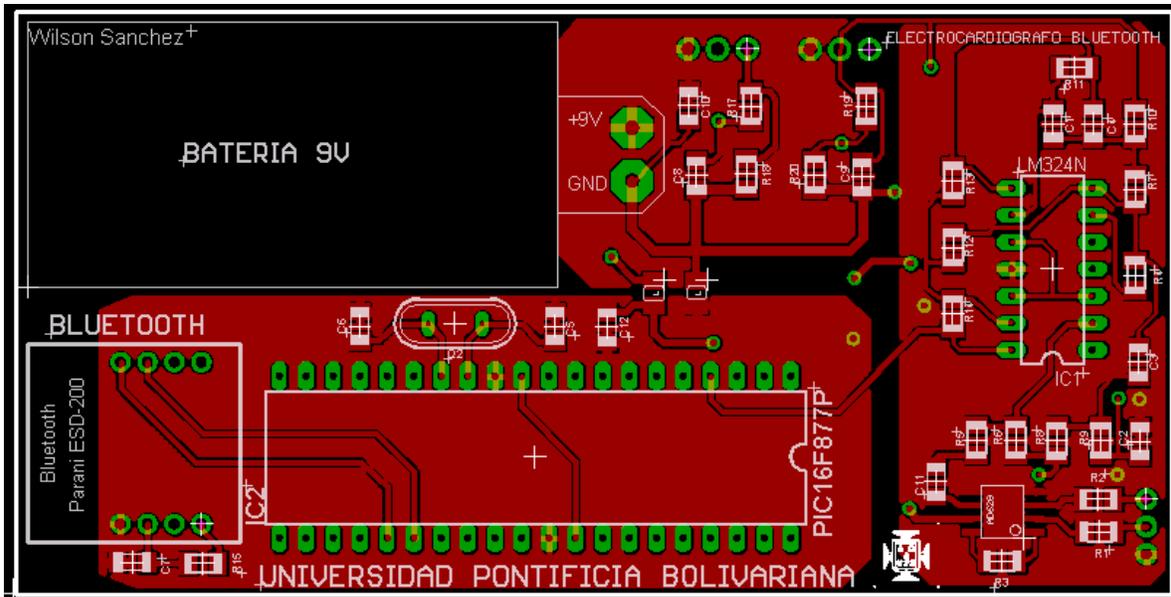


Figura 7.2. Parte superior de la tarjeta impresa.

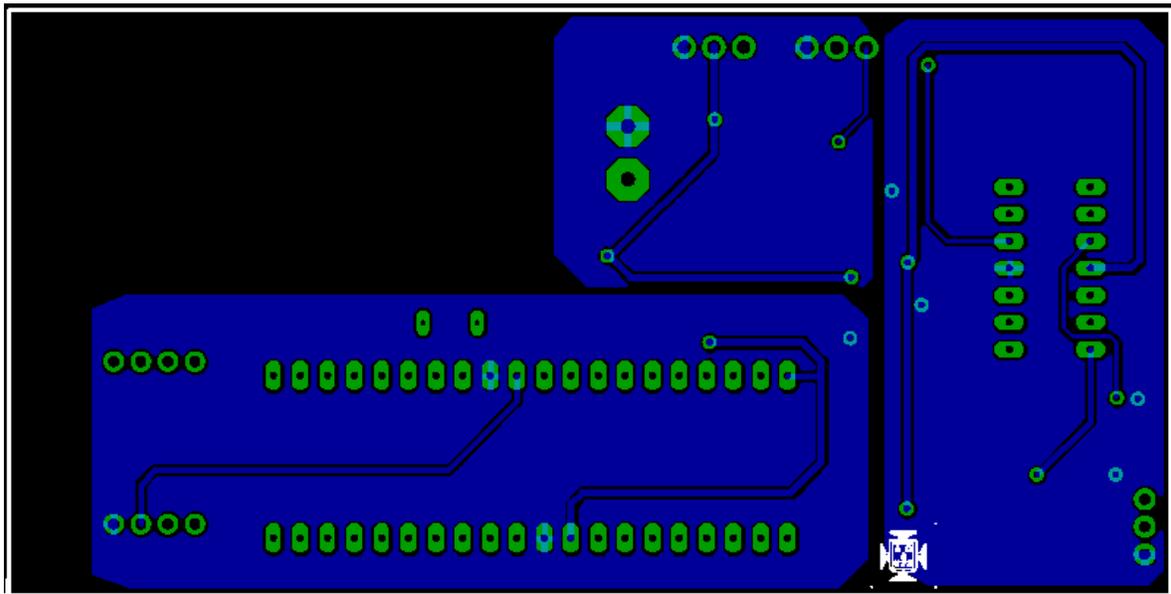


Figura 7.3. Parte inferior de la tarjeta impresa.

7.2 Etapa analógica:

El funcionamiento de la etapa de filtrado se corroboró realizando el montaje del filtro pasa bajas en una *protoboard* e inyectando una señal en alterna variando su frecuencia. En la figura 7.4 se observa la salida del filtro ante una señal senoidal de entrada de 65Hz.

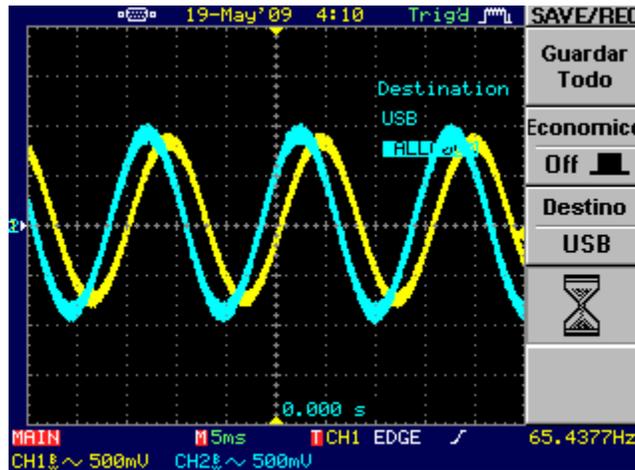


Figura 7.4 Prueba filtro LP 65Hz.

Al aumentar la frecuencia, en la figura 7.5 se observa el comportamiento a 177.8Hz.

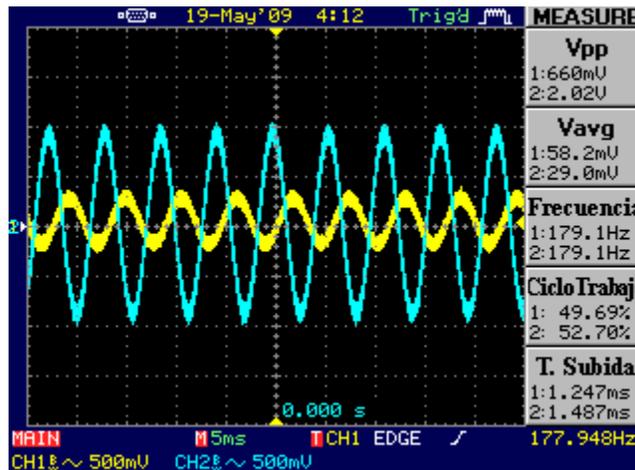


Figura 7.5 Prueba filtro LP 177.94Hz

Es notoria la reducción de la amplitud, de esta forma se comprueba el correcto funcionamiento del filtro.

7.3 Prueba Final:

Las pruebas en tarjetas de prueba aunque satisfactorias nos son suficientes; en la figura 7.6 se puede ver el dispositivo final montado sobre un circuito impreso.

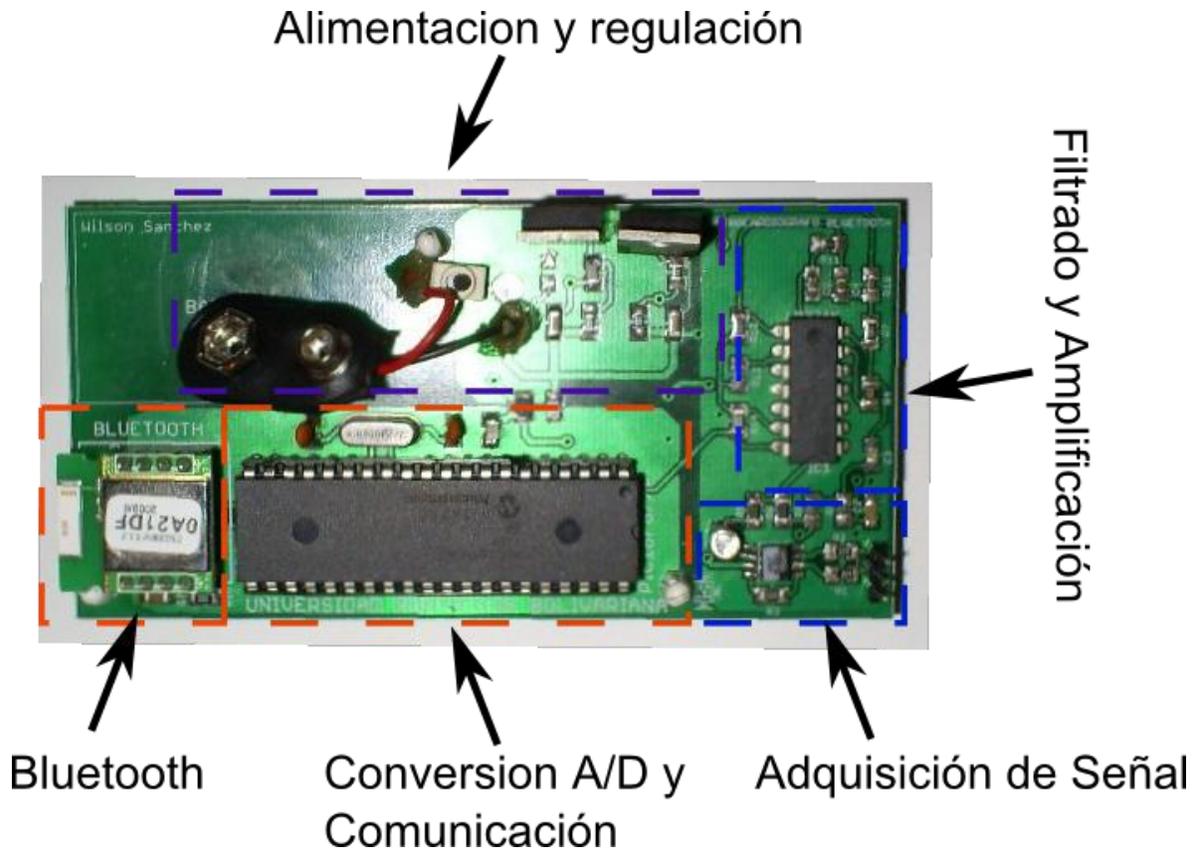


Figura 7.6 Dispositivo Final.

El dispositivo se alimenta con una batería convencional de 9V, el consumo de potencia está representado mayormente en el módulo Bluetooth.

En la Tabla 7.1 están relacionados todos los elementos utilizados en el proyecto.

Referencia	Cantidad	Descripción.
Parani ESD-200	1	Módulo Bluetooth
PIC16F887A	1	Microcontrolador.
AD620	1	Amplificador de Instrumentación.
LM324	1	Amplificador operacional x4.
R1k	1	Resistencia.
500k	2	Resistencia.
511k	1	Resistencia.
15k	1	Resistencia.
22k	1	Resistencia.
30k	1	Resistencia.
180k	1	Resistencia.
1,3k	1	Resistencia.
3,3k	1	Resistencia.
5k	1	Resistencia.
50k	1	Resistencia.
100k	2	Resistencia.
150	2	Resistencia.
680	1	Resistencia.

2,2k	1	Resistencia.
C10u	4	Condensador.
10n	1	Condensador.
470p	1	Condensador.
0,1u	2	Condensador.
L22u	2	Inductor.

Tabla 7.1. Lista de materiales.

En las Figuras 7.7 y 7.8 pueden observarse imágenes tomadas de la señal cardíaca de una persona siendo visualizada en Labview.

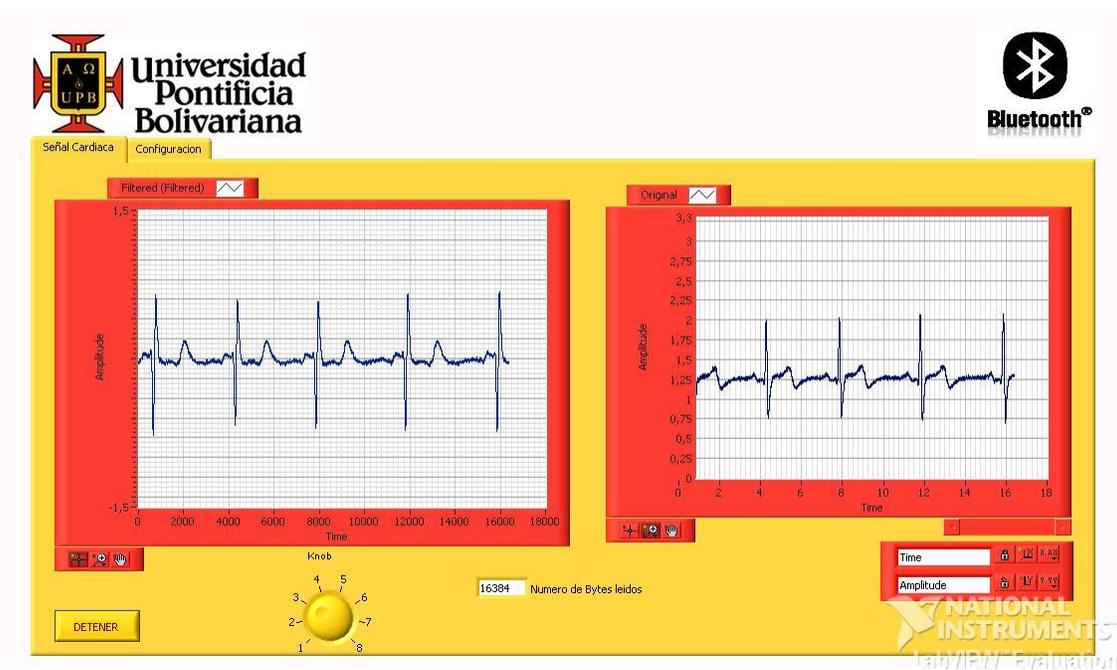


Figura 7.7. Señal definitiva vista desde PC.

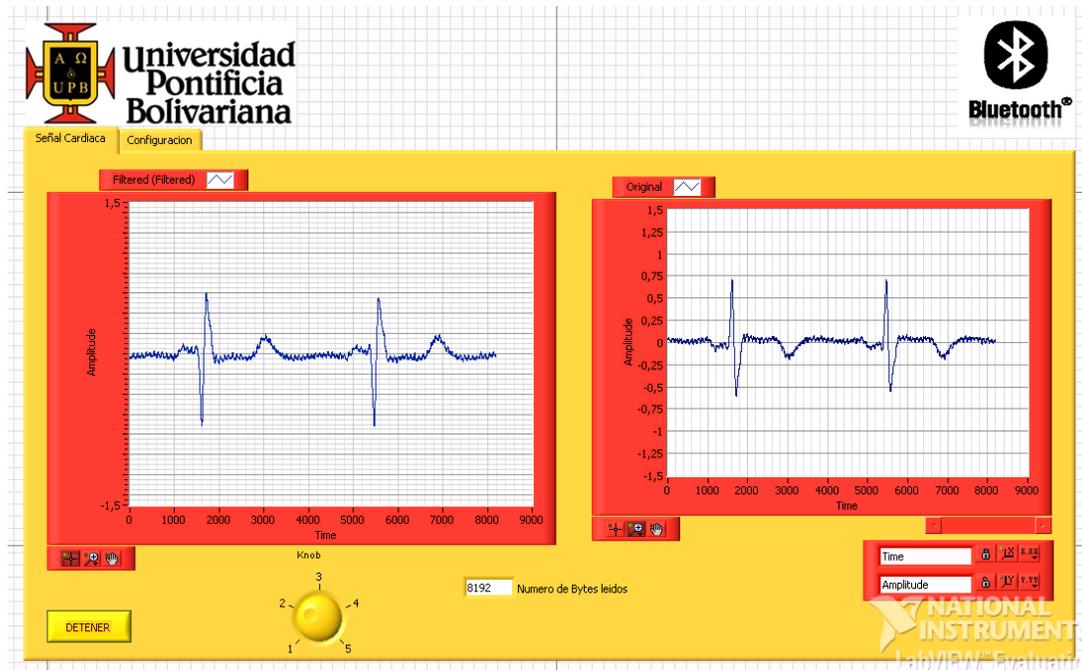


Figura 7.8. Señal definitiva vista desde PC.

La imagen de la izquierda corresponde a la señal cardíaca después de la etapa de filtrado digital, la imagen de la derecha corresponde a la señal que llega directamente del PIC.

7.4 Conclusiones y Recomendaciones:

El proceso de diseño fue altamente enriquecedor, los problemas que aparecen al intentar obtener y medir una señal biológica obligan al repaso de la teoría de circuitos eléctricos y a considerar muchos factores, tanto ambientales como de diseño para un resultado exitoso.

La señal de interferencia de 60Hz resultó ser la más peligrosa y difícil de tratar, con las 2 etapas utilizada (analógica y digital) pudo reducirse su efecto lo suficiente para observar la señal cardíaca y algunos de sus patrones.

El prototipo diseñado puede ser un punto de inicio para futuras mejoras, pensando en una posible explotación comercial del mismo. Para poder estandarizar las medidas obtenidas debe compararse una señal cardiaca, tomada al mismo paciente en un ambiente controlado, desde un dispositivo regulado que serviría como patrón y la obtenida con el prototipo diseñado. Sin embargo esta tarea se encuentra por fuera de los alcances del proyecto por razones de tiempo y de presupuesto.

BIBLIOGRAFIA

[1] FERRERO C. JOSÉ, “*Bioelectrónica Señales Bioeléctricas*”. Universidad Politécnica de Valencia. 2006

[2] Andrómeda Interactive Idt. Medical Science Division. Cardiovascular System. Módulo 1-4. 1995

[3] Visite: www.electrocardiografia.es

[4] ARANGO JJ. “*Manual de Electrocardiografía*”. Cuarta edición. Medellín. Corporación para investigaciones Biológicas. 1996.

[5] Visite:
http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/079/htm/sec_5.htm

[6] Visite: www.bluetooth.com

[7] Visite: www.wikipedia.com

[8] Visite: www.bluezona.com

[9] Visite: www.fsfb.edu.co

DIVISIÓN DE EDUCACIÓN. FUNDACIÓN SANTA FE DE BOGOTÁ.

[10] Visite: www.salud.com,
http://www.salud.com/exploraciones_diagnosticas/electrocardiografia.asp

[11] Visite: Instrumentation Amplifier. National Semiconductor.
<http://www.national.com/ms/LB/LB-1.pdf>

[12] Visite: INFOMED. Red de Salud de Cuba
http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdvedado/franco_02.pdf

[13] WELCH JAMES, “*A Wireless ECG Smart Sensor for Broad Application in Life Threatening Event Detection*”. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA • September 1-5, 2004

[14] S KHOÓR, J NIEBERL, “*Telemedicine ECG-Telemetry with Bluetooth technology*” IEEE database, Szent István Hospital. Budapest, Hungary.

[15] ABRAHAM NEIL, TSAI YUAN-YIU. “*Remote Patient Monitoring with Wireless ECG*”. Department of Biomedical Engineering, Duke University 2005.

[16] NAVARRO GÁLVEZ, JAIME “*Control de un módulo Bluetooth mediante microcontrolador*”. Trabajo fin carrera Ingeniería Técnica de Telecomunicación, Universidad Politécnica de Catalunya 2005.

[17] MILLAR BRENT, BISDIKIAN CHATSCHIK “*Bluetooth Revealed: The insider’s guide for global wireless communications*”. Upper Saddle River, NJ. Prentice-Hall. 2001

[18] BALDEVENITO, LUIS. CASTRO, CESAR. “*Desarrollo de un monitor de ritmo cardiaco*”. Escuela de Ingeniería Civil Informática, Universidad Católica del Maule

[19] COUGHLIN, ROBERT. “*Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales*”. Prentice Hall. México 1993, 527pg.

[20] HORENSTEIN, MARK N. “*Circuitos y dispositivos Microelectronicos*”. Mexico : Prentice-Hall, C1997.

[21] CHEN, WAI-KAI, ED. “*The Circuits and Filters Handbook*”. Boca raton, fl. : crc press, c2003.

[22] COMPANY-BOSCH ENRIQUE, HARTMANN ECKART, “*ECG Front-End Design is Simplified with MicroConverter*”. Analog Devices, Analog Dialogue 37-11. Noviembre 2003.

[23] SEO JIN, RYU MYUNG, PARK KWANGJEONG DO-UN. “*A home-based bedside Monitoring system of ECG via Bluetooth protocol*”. Seoul National University Korea.

[24] Texas Instruments “*Medical Applications Guide*”. Texas Instruments 2Q 2007.