

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN CANAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA
BIPOLAR**

MANUEL DARÍO DÍAZ HOYOS

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y ELÉCTRICA
CARTAGENA
2005**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN CANAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA
BIPOLAR**

MANUEL DARÍO DÍAZ HOYOS

TESIS

**Director
MS. David Senior**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y ELÉCTRICA
CARTAGENA
2005**

AUTORIZACIÓN

Cartagena de indias, DT y C, Enero 18 de 2006.

Yo Manuel Darío Díaz Hoyos, identificado con la cedula de ciudadanía 73'198.543 de Cartagena, autorizo a la Universidad Tecnológica de Bolívar, para el uso de mi trabajo de grado y publicarlo en el catalogo online de la biblioteca.

Manuel Darío Díaz Hoyos
c.c. 73'198.543 de Cartagena

Aprobado por los señores miembros del jurado nombrados por la facultad de ingeniería, en cumplimiento con los requisitos exigidos para optar a el título de Ingeniero Electrónico.

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Cartagena de indias D.T y C., Noviembre 28 de 2005

Señores

**COMITÉ CURRICULAR DEL PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR
L.C**

Distinguidos señores:

La presente tiene como objeto presentar a ustedes, para su estudio y aprobación, el proyecto titulado “Diseño y construcción de un canal de electrocardiografía bipolar”; como requisito para optar el título de Ingeniero Electrónico.

Agradezco de antemano la atención prestada ala presente.

Atentamente,

Manuel Darío Díaz Hoyos
c.c. 73'198.543 de Cartagena
cod: 01-04-018
Estudiante de 10° nivel de Ingeniería Electrónica

Cartagena de indias D.T y C., Noviembre 28 de 2005

Señores

**COMITÉ CURRICULAR DEL PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR
L.C**

Distinguidos señores:

La presente tiene como objeto presentar a ustedes, para su estudio y aprobación, el proyecto titulado “Diseño y construcción de un canal de electrocardiografía bipolar”; como requisito para optar el título de Ingeniero Electrónico.

Agradezco de antemano la atención prestada ala presente.

Atentamente,

MSc. David Senior

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus agradecimientos a las siguientes personas y entidades:

MSc David Senior, director de tesis, por su apoyo, su confianza y su lucha incansable por el desarrollo de esta investigación.

PhD Carlos Alberto Andrade, por su colaboración y su ejemplo de metodología y significado de la investigación científica.

CN Ernesto Díaz, ex comandante de la Base Naval ARC “Bolívar” por darme la grandiosa oportunidad de realizar mis prácticas profesionales en la unidad de investigación y desarrollo, sin la cual no hubiera sido posible este proyecto.

Departamento de investigación y desarrollo del departamento de armas y electrónica de la Base Naval ARC “Bolívar”, apoyo técnico, tecnológico y económico.

CC (MSc) Alejandro Meliá, por su incansable y constante ayuda en la elaboración de este proyecto.

CC Alfredo Ponce, por su incansable y constante ayuda en la elaboración de este proyecto.

Dedico esta tesis de grado a la memoria de mi padre, cuya vida ejemplo de voluntad y lucha, existen solo en mis recuerdos, persona que con solo 6 años de conocerme logro no ser olvidada ni en mil años.

De igual forma dedico este tesis al trabajo y esfuerzo de una madre incansable que con su lucha y dedicación logro crear la persona que soy hoy en día.

Por ultimo dedico este trabajo a mis hermanos quienes me han acompañado durante muchos pesares y victorias, siempre fuertes y dignos.

CONTENIDO

	Paginas
INTRODUCCIÓN	18
1. OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN	20
1.1 OBJETIVO GENERAL	20
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
2. MARCO TEORICO	21
2.1 NATURALEZA DE LAS SEÑALES BIOMÉDICAS	21
2.2 SEÑALES BIOMÉDICAS	22
2.2.1 POTENCIAL DE ACCIÓN	22
2.2.1.1 FASE DE REPOSO	23
2.2.1.1.1 BALANCE ENTRE LOS MEDIOS	23
2.2.1.2 FASE DE DESPOLARIZACIÓN	25
2.2.1.3 FASE DE REPOLARIZACIÓN	25
2.2.2 ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)	26

2.2.2.1 ANATOMÍA Y FUNCIONAMIENTO DEL CORAZÓN	26
2.2.2.1.1 EL CORAZÓN COMO SINCITIO	27
2.2.2.1.2 SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN	28
2.2.2.1.3 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL	30
2.2.2.1.3.1 DERIVACIONES BIPOLARES	31
2.2.2.1.3.1.1 DERIVACIÓN I	32
2.2.2.1.3.1.2 DERIVACIÓN II	32
2.2.2.1.3.1.3 DERIVACIÓN III	32
2.2.2.1.3.1.4 TRIÁNGULO DE EINTHOVEN	32
2.2.2.1.3.1.4 LEY DE EINTHOVEN	33
2.2.2.1.3.2 DERIVACIONES TORÁCICAS (PRECORDIALES)	34
2.2.2.1.3.3 DERIVACIONES UNIPOLAR DE LOS MIEMBROS AMPLIADA	36
3. DISEÑO DEL PROTOTIPO	37
3.1 DISEÑO DEL CIRCUITO	37
3.1.1 ELECTRODOS SUPERFICIALES	

3.1.2	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	38
3.1.2.1	CALCULO DE RESISTENCIA DE GANANCIA	38
3.1.2.1	CALCULO DE RESISTENCIA DE GANANCIA	39
3.1.2.2	DRIVE-PIERNA DERECHA	40
3.1.2.3	REFERENCIA DEL INA128	41
3.1.3	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	42
3.1.4	PROCESAMIENTO ANÁLOGO	44
3.1.4.1	FILTRO PASA ALTO	44
3.1.4.2	FILTRO NOTCH	46
3.1.4.3	FILTRO PASA BAJO	49
3.1.5	SUMADOR NO INVERSOR	51
3.2	DISEÑO DEL PROGRAMA DE TRANSMISIÓN DE DATOS	53
3.2.1	TARJETA MADRE	53
3.2.2	SOFTWARE DE CONVERSIÓN ANÁLOGA DIGITAL	53
3.3	DISEÑO DEL PROGRAMA DE VISUALIZACIÓN DE DATOS	54

4. RESULTADOS	58
4.1 FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO	58
4.1.1 SEÑALES DE ALIMENTACIÓN	58
4.1.2 PRUEBAS AL SOFTWARE	60
4.1.3 ANÁLISIS DE LAS SEÑALES DE LOS FILTROS.	63
4.1.4 PRUEBAS AL PROTOTIPO	69
4.1.4.1 EXPERIMENTO 1 (INMOVILIDAD)	71
4.1.4.2 EXPERIMENTO 2 (MOVILIDAD)	72
4.1.4.3 ANÁLISIS GENERAL DE LOS EXPERIMENTO	73
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	74
BIBLIOGRAFÍA	
ANEXOS	

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Grabación de un potencial de acción de un nervio de axón invertebrado.	24
Figura 2. El corazón.	27
Figura 3. Propagación del pulso de excitación a través del Corazón.	28
Figura4 Representaciones eléctricas de varias regiones del Corazón.	30
Figura 5. Señal ECG.	31
Figura 6. Triangulo de Einthoven.	33
Figura 7. Tres derivaciones estándar .	34
Figura 8. Posición de precordiales.	35
Figura 9. Derivaciones torácicas.	35
Figura 10. Derivaciones aVR, aVL, Avf	36
Figura 11. Triangulo de Einthoven y las 3 derivaciones unipolares de os miembros ampliada	36
Figura 12. Diseño general	37

Figura13. Diseño Del Circuito Análogo	37
Figura 14. INA 128	39
Figura 15. Drive-pierna derecha	40
Figura 16. Circuito referencia INA 128	41
Figura 17. Amplificador de aislamiento	42
Figura 18. Voltaje de aislamiento Vs. Frecuencia	43
Figura 19. filtro pasa altos	44
Figura 20. circuito del filtro pasa altos	46
Figura 21. Filtro notch	47
Figura 22. Circuito del filtro notch	48
Figura 23. Filtro pasa bajos	49
Figura 24. Circuito de filtro pasa bajos	51
Figura 25. Sumador no inversor	51
Figura 26. Software ADC	56
Figura 27. Software de visualización	57

Figura 28. Software de electrocardiografía.	60
Figura 29. Software en señal lógica 0.	61
Figura 30. Software en señal lógica 1.	62
Figura 31. Filtros de señal ECG	63
Figura 32. Señal de filtros del sistema ECG.	64
Figura 33. Grafica de filtros prueba 1.	66
Figura 34. Grafica de filtros prueba 2.	68
Figura 35. Experimento de inmovilidad del paciente.	69
Figura 36. Experimento de movilidad del paciente.	70
Figura 37. Señal con paciente estático.	71
Figura 38. Señal con paciente móvil.	73
Figura 39. Prototipo mejorado	75

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Códigos ASCII	55
Tabla 2. Integrados De La Sección No Aislada.	59
Tabla 3. Integrados De La Sección Aislada.	59
Tabla 4. Tabla aleatoria de datos de filtros prueba1.	65
Tabla 5. Tabla aleatoria de datos de filtros prueba 2.	67
Tabla 6. Tabla de comparación.	68
Tabla 7. Datos con paciente estático.	72
Tabla 8. Datos con paciente móvil.	72

LISTA DE ANEXOS

	Pagina
Anexo A Circuito Impreso Del Prototipo	CD
Anexo B Esquemático	CD
Anexo C Código Fuente	CD
Anexo D Hojas De Características De Los Integrados	CD

RESUMEN

En esta tesis se presenta una investigación de un sistema de detección de señales cardiacas, indiferente al movimiento del paciente, con dimensiones relativamente pequeñas y un software que le permita ser visto por medio de un computador. Se presenta un diseño matemático basado en la fisonomía del corazón.

Con base a los resultados dados por dicha investigación, se diseñó un sistema teniendo en cuenta la adecuación de la señal en amplitud y ruido, eliminación del movimiento de línea de base y una serie de medidas de seguridad para el paciente. Con la serie de datos obtenidos en el diseño fue posible realizar la compra de los elementos necesarios para la construcción del modelo seleccionado.

De igual forma, se diseñó un software de detección de las señales procesadas provenientes de la tarjeta prototipo; tanto para el experimento con paciente estático y para paciente móvil, facilitando el análisis y la comprensión del fenómeno cardiaco.

INTRODUCCIÓN

Con el inicio del estudio en el campo de la electricidad, los científicos se dieron cuenta de que los cuerpos animales producen flujos eléctricos; concepto inducido por Galvani en 1791 cuando descubre que la estimulación eléctrica del corazón de una rana produce la contracción del músculo cardíaco. Esta teoría fue refutada por científicos como Alessandro Volta, quien afirmaba que estos flujos solo se producían por la combinación de dos metales diferentes. Estos y otra serie de descubrimientos hicieron posible que el hombre realizara una excursión en el campo del comportamiento eléctrico del cuerpo, abriendo cabida a la bioingeniería y con ella la electrocardiografía.

Cada latido del corazón comienza con un impulso eléctrico el cual hace que se produzca un efecto de polarización y despolarización del corazón causando un bombeo de la sangre. Las señales eléctricas producidas por el cuerpo se pueden tomar directamente de la superficie de éste. Las mediciones son utilizadas por los médicos para lograr un diagnóstico de diferentes anomalías medicas.

A finales del siglo 19 y comienzos del siglo 20, teniendo como soporte el galvanómetro, se desarrollaron descubrimientos en fenómenos cardiacos, lo cual nos ha llevado a un desarrollo académico y tecnológico alto en el área de la electrocardiografía. Actualmente la electrocardiografía se encuentra en un momento muy propicio para su investigación debido a las grandes facilidades que permiten los procesadores, microcontroladores, computadoras y sistemas DSP, lo cual permite manipular y detectar mas fácil y eficazmente las señales eléctricas humanas.

Debido a la poca experiencia en el tema por parte de la institución, el objetivo de esta investigación es el diseño de un sistema bipolar de detección de señales cardíacas, con el fin de incursar en el mundo de la electrocardiografía y poder comenzar una línea investigativa que nos permita avanzar cada vez más en esta área. Aclarando las intenciones del autor las cuales se vieron limitadas por dificultades económicas y de tiempo.

Para el desarrollo del proyecto se planteó un sistema en base al funcionamiento físico eléctrico del cuerpo humano, analizando las fuentes de la señal y sus fuentes de ruido. Todo esto abarcando las condiciones de uso y los peligros de un sistema mal diseñado, por lo cual se incursionó fuertemente en la protección al paciente.

Para aplicar la técnica y el diseño fue necesario probar los sistemas de adecuación de señales, probar el buen funcionamiento de los aisladores, y se desarrolló un sistema de comunicación serial, con el fin de digitalizar y comunicar esta información con cualquier computador.

Con el prototipo funcionando se procedió a experimentar en 2 condiciones especiales, una es con paciente estática, como cualquier sistema de electrocardiografía; y el segundo se realizó con un paciente en movimiento con el fin de darle una aplicación menos rígida en su ejecución.

1.OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.1 OBJETIVO GENERAL

Diseño y construcción de un prototipo de un canal de electrocardiografía bipolar para usarlo en monitoreo en tiempo real de señales cardiacas.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Plantear los fundamentos teóricos de electrocardiografía necesarios para la ejecución metodológica y diseño del prototipo.
- Diseñar y construir los circuitos del prototipo de canal bipolar ECG.
- Desarrollar un programa de visualización de la señal cardiaca en tiempo real.
- Crear el prototipo de canal de electrocardiografía bipolar.

2. MARCO TEORICO

Para realizar la adquisición de las señales cardiacas, se requiere ampliar la señal, aislarla y eliminar una serie de ruidos con el fin de poder tener una visualización clara de la señal proveniente del corazón, procurando eliminar cualquier movimiento y deformación de la misma.

En este capitulo se estudiaran algunos conceptos básicos del comportamiento físico y eléctrico de las señales biomédicas y del corazón, utilizando diversos conceptos que permitirán tener un buen entendimiento del tema.

2.1 NATURALEZA DE LAS SEÑALES BIOMÉDICAS

Según el texto *biomedical signal analysis* de Rangaraj m. Rangayya:

El cuerpo humano esta formado por muchos componentes cómo el sistema nervioso, cardiaco, muscular, entre otros. Cada sistema a su vez es un complejo numero de procesos fisiológicos. El sistema cardiaco por ejemplo, nos muestra la importante tarea bombear rítmicamente de la sangre a través de todo el cuerpo logrando oxigenar la sangre, bombear sangre al sistema pulmonar y facilitando la entrega de nutrientes

Todos los procesos fisiológicos son fenómenos sumamente complejos, incluyendo el sistema nervioso, estimulación hormonal y control; cuenta con salidas y entradas en la forma de materia física, neurotransmisora o información; la cual puede resultar física, eléctrica y biomecánica.¹

¹ Rangayyan,R.M.. "Biomedical Signal Analysis ".s./.:university of Calgary, 1999. p.1-5

Estos procesos vienen acompañados o manifestados por señales que muestran su naturaleza y actividad. Estas señales pueden ser de muchos tipos, incluyendo biomecánicas en forma de hormonas y neurotransmisores, eléctricas en forma de potencial o corriente, y físicas en la forma de presión o temperatura.²

Los desordenes o defectos en los sistemas biológicos generan anomalías en el proceso fisiológico, lo cual repercute directamente en la apreciación de las señales representativas de los fenómenos corporales.

2.2 SEÑALES BIOMÉDICAS

En este capítulo se podrá entender las características de las señales biomédicas, todo con el fin de poder apreciar los valores de dichas señales, la forma de detallarlas y su posibles análisis. Por otra parte se detallara aspectos relacionados con la electrocardiografía y sus características esenciales. Los orígenes y naturaleza de los fenómenos biológicos se verán representado por medio de actividades físicas, eléctricas, entre otras.

2.2.1 POTENCIAL DE ACCIÓN

El potencial de acción (AP) es una señal eléctrica que acompaña a cada contracción mecánica de una célula cuando es estimulada por una corriente eléctrica. Esto es causado por el flujo de sodio(Na^+), potasio (k^+), cloro (Cl^-), y otros iones a través de la membrana de la célula. Cabe recordar que el potencial de acción es un elemento fundamental para toda señal bioeléctrica.²

El potencial de acción provee información del comportamiento fisiológico al nivel de una célula. Recordando que se debe aislar la célula y utilizando microelectrodos con puntas del orden de los micrómetros para estimular la célula y grabar su respuesta.

² Rangayyan,R.M..Op.cit,p.1-2

Las señales nerviosas son transmitidas mediante estos «potenciales de acción» los cuales son transmitidos por las fibras nerviosas las cuales están constituidas por axones. Como se ve en la figura 1. cada potencial de acción comienza con un potencial negativo y termina con uno positivo, siendo la curva del potencial negativo ligeramente mas corta.

A continuación estudiaremos las fases sucesivas del potencial de acción.

2.2.1.1 FASE DE REPOSO

Según el texto *Medical Instrumentation Application and Design* de Webster, J.G. La célula individual excitable mantiene una diferencia del potencial eléctrico entre el ambiente interno y el externo. Este potencial de reposo medio se mantiene entre -60 a -100mV, relativamente con el medio externo;³ como se puede apreciar en la figura 1. A este fase de de reposo se le conoce como polarización.

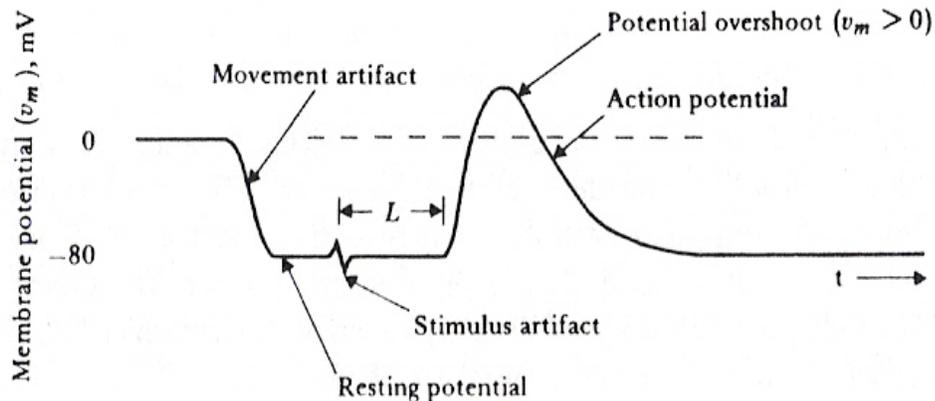
2.2.1.1.1 BALANCE ENTRE LOS MEDIOS

Al estar los nervios y los músculos están encajonados en una membrana semipermeable, son seleccionadas las sustancias que pasan y cuales no. Los fluidos corporales que rodean las células son soluciones conductivas que contienen átomos cargados, conocidos como iones.⁴

³ Webster, J.G. "Medical Instrumentation Application and Design". 3 edición. John & sonn inc. 1998. s./.: Rice University, 1999. p.121-129

⁴ Rangayyan, R.M. Op.cit, p.1-2

Figura 1. Grabación de un potencial de acción de un nervio de axón invertebrado



Webster, J.G. "Medical Instrumentation Application and Design" p.122

En su fase de reposo, las membranas de células excitables permiten la entrada de iones de K^+ y Cl^- , pero bloquea efectivamente la entrada de iones de Na^+ (la permeabilidad de K^+ es 50-100 veces más que Na^+) varios iones buscan establecer un balance entre el medio interno y externo por medio de sus cargas y concentraciones. La razón de inhabilitar a Na^+ resulta de lo siguiente:

- La concentración de Na^+ en el interior es mucho menor que en el exterior.
- El exterior es más positivo que el interior de la célula.
- Para balancear la carga entran más iones de K^+ , causando una concentración de K^+ más alta en el interior.
- El balance de cargas no puede realizarse solo con la diferencia de permeabilidad.
- El estado de equilibrio es establecido con un potencial diferencial, siendo el interior de la célula más negativo que el exterior.⁵
- siendo: $3Na^+$ (salida): $2K^+$ (entrada).⁶

⁵ Rangayyan, R.M..Op.cit,p.5

⁶ Webster, J.G.Op.cit,p124

2.2.1.2 FASE DE DESPOLARIZACIÓN

En este momento la membrana se hace súbitamente permeable para el sodio, causando un flujo inmenso de iones Na^+ cargados positivamente. Esto resulta en que la « polarización » cambie abruptamente, y el potencial cambie a positivo. Esto recibe el nombre de despolarización. En las grandes células el potencial sobrepasa de cero y llega a valores positivos, aunque en las fibras más pequeñas el valor se aproxima a cero pero no alcanza el valor positivo.⁷ Sabiendo que el valor máximo por cada célula es de +20mV.⁸

El cambio de fase se puede apreciar en la figura1 cuando al aplicar un estímulo (stimulus artifact), ocurre un cambio de potencial negativo a positivo

2.2.1.3 FASE DE REPOLARIZACIÓN

Cuando la membrana se hace muy permeable a los iones de Na^+ , aproximadamente 1ms; estos canales comienzan a cerrarse, abriendo repentinamente y mas de lo usual los canales del K^+ . Entonces se crea una importante difusión de K^+ hacia el exterior Restableciendo el potencial de reposo. Esto es conocido como repolarización.

El cambio de fase se puede apreciar en la figura1 cuando ocurre un cambio de potencial positivo a negativo.

⁷ Arthur C. Guýton and Jhon E. Hall. “Tratado de Fisiología Médica”. Interamericana • McGraw-Hill 1998. s./.:University of Mississippi, 1997.p.121-129

⁸ Rangayyan,R.M..Op.cit,p.66

2.2.2 ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)

El ECG es una manifestación eléctrica de la actividad de contracción del corazón, y puede ser grabada o reproducida por medio de electrodos superficiales en el pecho o extremidades. Cabe destacar la importancia de este tema a nivel medico, debido a la gran diversidad de enfermedades y anomalías cardiacas existentes.⁹

2.2.2.1 ANATOMÍA Y FUNCIONAMIENTO DEL CORAZÓN

El corazón es una bomba de 4 cavidades con 2 arterias de recolección de sangre y 2 venas para bombear sangre hacia el exterior. En la figura 2 se muestra el corazón con sus 4 cavidades y. la fase de reposo o de relleno de una cámara del corazón se le conoce como diástole, y la fase de bombeo o contracción se le conoce como sístole.¹⁰

La aurícula derecha (RA) recolecta la sangre impura de la vena cava superior e inferior. Durante la contracción ventricular, la sangre pasa de la aurícula derecha al ventrículo derecho (RV) a través de la válvula tricúspide. Durante la sístole ventricular, la sangre es expulsada a los pulmones para su purificación.

La aurícula izquierda (LA) recibe la sangre purificada de los pulmones, la cual es pasada al ventrículo izquierdo (LV) durante la contracción auricular, haciéndola la cámara más grande e importante. Entre todas las cámaras cardiacas, esta se contrae con mayor fuerza.

Al igual que en el músculo esquelético se presentan los ya antes mencionados «potenciales de acción». Estos potenciales son lo directos responsables en el proceso de polarización y despolarización del sistema miocardio. A diferencia del músculo esquelético, el miocardio

⁹ Arthur C. Guýton and Jhon E. Hall..Op.cit.p.115-118

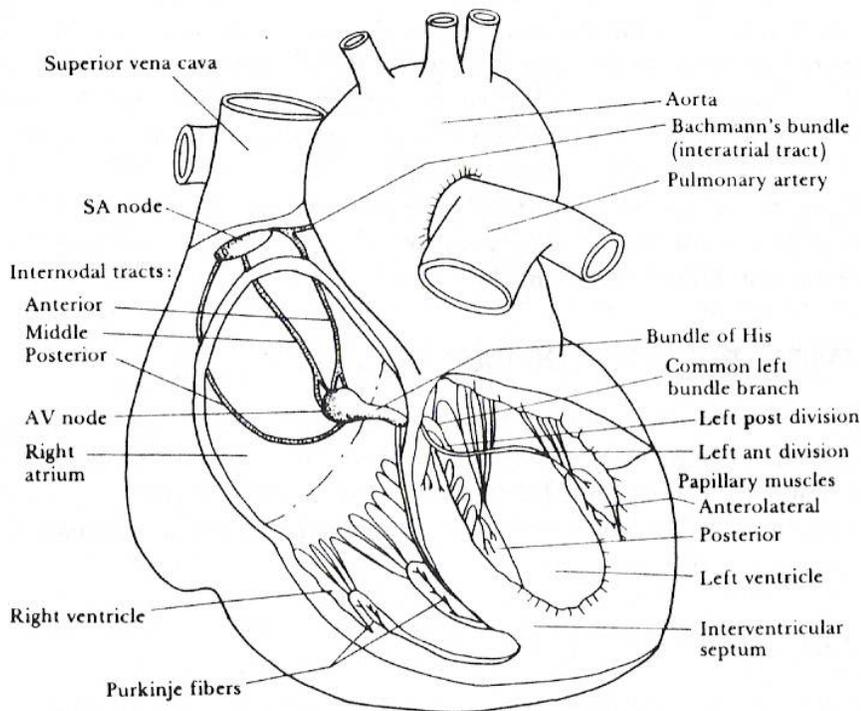
¹⁰ Rangayyan,R.M..Op.cit,p.14-31

se contrae débilmente; pero lo cual es compensado en cambios de velocidad y muestra un ritmo, proporcionando todo un sistema de estimulación.

2.2.2.1.1 EL CORAZÓN COMO SINCITIO

Las fibras musculares cardíacas se encuentran formadas por varias células individuales conectadas. A través de estas longitudes de fibras los iones se mueven libremente, haciendo que los potenciales de acción viajen a través de las fibras cardíacas. En pocas palabras el músculo cardíaco es un sincitio de muchas celas miocárdicas, en la que si una célula es excitada, el potencial de acción se extiende por toda la longitud de la fibra.¹¹

Figura 2. El corazón



Webster, J.G. "Medical Instrumentation Application and Design" p.141

¹¹ Arthur C. Guyton and Jhon E. Hall..Op.cit.p.116

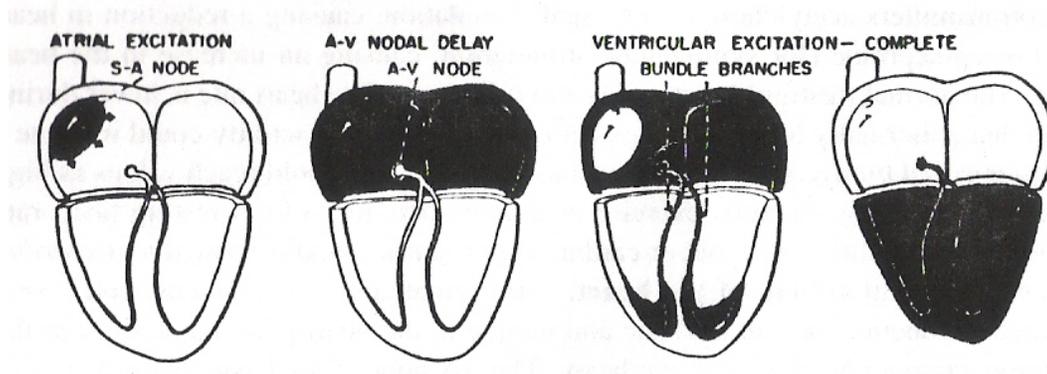
Los sincitios que componen el Corazón son 2: el sincitio auricular, que constituye las paredes de las dos aurículas, y el sincitio ventricular, que constituye las paredes de los dos ventrículos. Las aurículas están separadas de los ventrículos por el tejido fibroso que rodean las aberturas valvulares que existen entre las aurículas y los ventrículos. El potencial de acción normalmente es transportado del sincitio auricular al ventrículo por medio de sistema de conducción especializado, el «haz auriculoventricular» (AV), no siendo mas que una fibra de conducción de varios milímetros de diámetro.¹²

2.2.2.1.2 SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN

Coordinadamente eventos eléctricos y conductos especializados se unifican para crear una actividad rítmica en el corazón. En este momento es donde los potenciales de acción ostentan sus características.¹³

El nodo SA, como se puede apreciar en la figura 2; es la parte primaria de esta demostración eléctrica del corazón, en donde lo potenciales de acción es creado y progresivamente recorre todo el miocardio causando una serie de contracciones y excitaciones (figura3).

Figura 3. Propagación del pulso de excitación a través del Corazón.



Rangayyan,R.M.. "Biomedical Signal Analysis ".p.22

¹² Arthur C. Guýton and Jhon E. Hall..Op.cit.p.116

¹³ Webster,J.G.Op.cit,p142-145

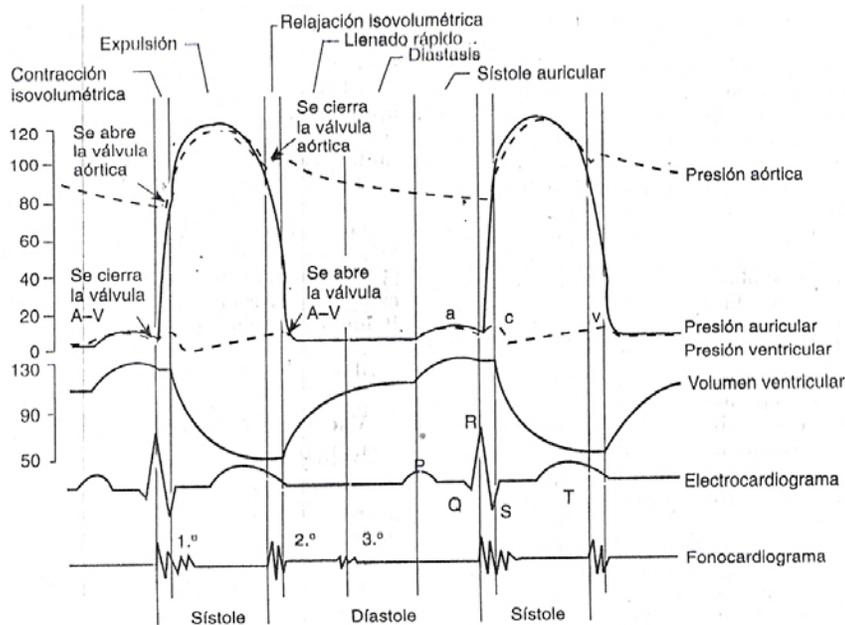
La secuencia de eventos ocurridos durante este proceso es:

1. El nodo SA dispara.
2. La actividad eléctrica se propaga suavemente por la aurícula ocasionando un suave movimiento de despolarización (contracción) de la aurícula, resultando como consecuencia la onda P. una señal baja y lenta, con amplitudes entre 0.1-0.2 mV
3. la onda de excitación produce un delay que se propaga a través del AV (figura 2).lo que resulta en un segmento iso-eléctrico de 60 a 80 ms después de la onda P, conocido como segmento PQ. La pausa ayuda a la transferencia de sangre de la aurícula al ventrículo.
4. las fibras del ventrículo producen un pulso alto.
5. el estímulo de la onda se extiende desde el ápice, causando una rápida despolarización (contracción) del ventrículo, lo que produce una onda de 1mv de amplitud y y 80ms de duración, llamada QRS.
6. las células del ventrículo tienen una duración del potencial de acción de 300 a 350ms . la porción de la meseta del potencial de acción genera un segmento normal iso eléctrico de 100 a 120 ms, llamado segmento ST.
7. la repolarización de los ventrículos producen lo que conocemos como onda T, con amplitud de 0.1 A 0.3 mV y 100^a 120 ms de duración.¹⁴

Al observar la figura 4 podemos apreciar mas detalladamente las causas de la formación de la onda ECG involucrando también a la presión ventricular y las presiones auriculares y ventriculares y .En el texto de *Arthur C. Guýton y Jhon E. Hall*, “Tratado de Fisiología Médica” en el capítulo 9, se puede entender con mayor profundidad el tema de la formación de la onda electrocardiográfica.

¹⁴ Rangayyan,R.M..Op.cit,p.19

Figura 4 Representaciones eléctricas de varias regiones del Corazón.



Arthur C. Guýton and Jhon E. Hall. "Tratado de Fisiología Médica".p.119

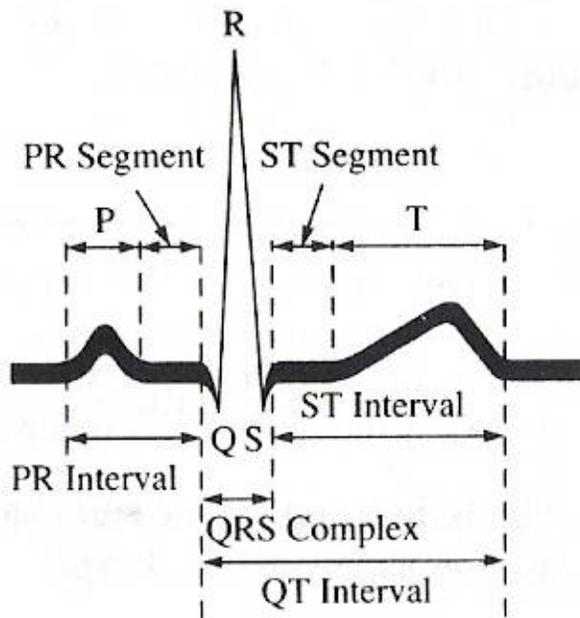
2.2.2.1.3 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

Anterior mente se pudo estudiar los fenómenos eléctricos en el corazón, reconociendo formas conocidas. Una anomalía en uno de estos procesos puede modificar el funcionamiento del corazón y por ende la señal ECG. Por ente motivo, se pueden identificar muchos de loas anomalías por medio de análisis del contorno de las derivaciones existentes.

En la figura 5 se puede apreciar una onda ECG con todos sus intervalos. Como estudiamos anteriormente, el electrocardiograma normal esta formado por una onda P, un complejo QRS, y una onda Por lo general el QRS tiene tres ondas (Q,R,S) distanciadas, pero no siempre.¹⁵

¹⁵ Arthur C. Guýton and Jhon E. Hall..Op.cit.p.139

Figura 5. Señal ECG.



Carr J.. Introduction to Biomedical Equipment Technology” p. 199

Estas ondas pueden ser apreciadas por medio de las diferentes derivaciones que se verán a continuación.

2.2.2.1.3.1 DERIVACIONES BIPOLARES

Según el texto “*Tratado de Fisiología Médica*” de Arthur C. Guyton y Jhon E. Hall, el término de derivación bipolar significa que la señal del electrocardiograma es tomada por dos electrodos aplicados al cuerpo, en este caso a los miembros. Por lo tanto, una derivación no es conectar un solo cable si no, conectar dos cables (positivo y negativo) al cuerpo, que junto a los electrodos el electrocardiograma formando con este un circuito complejo.¹⁶

¹⁶ Arthur C. Guyton and Jhon E. Hall..Op.cit.p.143

2.2.2.1.3.1.1 DERIVACIÓN I

Para registrar la derivación I es necesario colocar la Terminal negativa en el brazo derecho y la Terminal positiva en el brazo izquierdo. Por lo tanto cuando el brazo derecho es electronegativo comparado con el brazo izquierdo, se vera un registro positivo.

2.2.2.1.3.1.2 DERIVACIÓN II

Para registrar la derivación II es necesario colocar la Terminal negativa en el brazo derecho y la Terminal positiva en el pierna izquierda. Por lo tanto cuando el brazo derecho es electronegativo comparado con la pierna izquierda, se vera un registro positivo.

2.2.2.1.3.1.3 DERIVACIÓN III

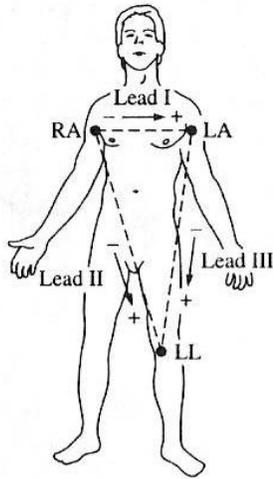
Para registrar la derivación III es necesario colocar la Terminal negativa en el brazo izquierdo y la Terminal positiva en el pierna izquierda. Por lo tanto cuando el brazo izquierdo es electronegativo comparado con la pierna izquierda, se vera un registro positivo.

2.2.2.1.3.1.4 TRIÁNGULO DE EINTHOVEN

En la figura 6 se ilustra el triangulo de Einthoven, que no es mas que un triangulo que rodea el corazón. Los Angulo de la parte superior corresponden a los puntos donde los brazos se conectan eléctricamente a los líquidos que circulan el corazón. Y el ángulo inferior es el punto donde la pierna izquierda hace contacto con esos líquidos.¹⁷

¹⁷ Arthur C. Guýton and Jhon E. Hall..Op.cit.p.143

Figura 6. Triangulo de Einthoven



Carr J.. Introduction to Biomedical Equipment Technology” p. 201

2.2.2.1.3.1.4 LEY DE EINTHOVEN

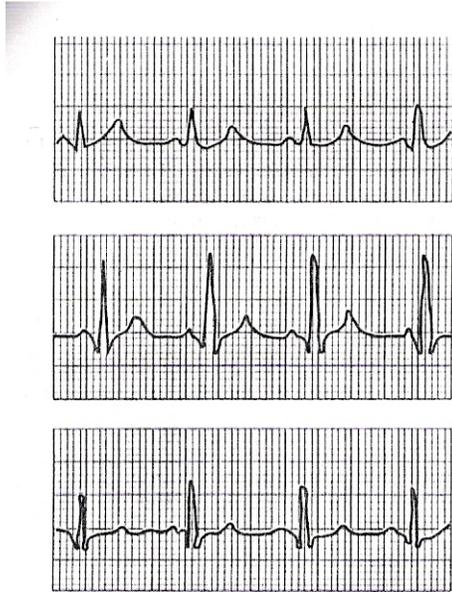
La ley de Einthoven afirma que, si se conocen los potenciales de dos cualesquiera de las derivaciones, el tercero se puede averiguar matemáticamente, sumando los potenciales de las dos derivaciones teniendo en cuenta los signos positivos y negativos de las distintas derivaciones.

Debido a que los registros de las tres derivaciones son tan similares (grafica 7), no importa gran cosa la derivación que se utilice para detectar las diferentes arritmias cardiacas, por que ese diagnostico depende específicamente de la relación es temporales que existen entre las ondas de las señales cardiacas. Pero si se quiere detectar lesiones en los músculos del miocardio si se debe tener en cuenta la derivación, ya que las alteraciones en la señal cardiaca cambian notablemente el trazado de esta.¹⁸

¹⁸ Rangayyan,R.M..Op.cit,p.22-24

La interpretación de las arritmias, las miocardiopatías, entre otras, se pueden estudiar a fondo utilizando la bibliografía dada por este documento.

Figura 7. Tres derivaciones estándar



Carr J.. Introduction to Biomedical Equipment Technology” p. 144

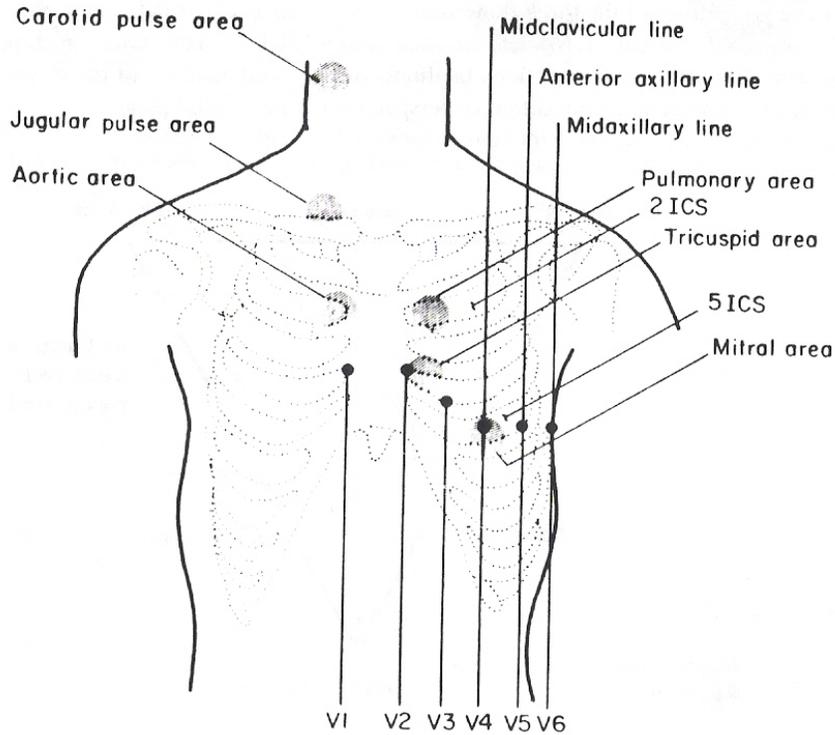
2.2.2.1.3.2 DERIVACIONES TORÁCICAS (PRECORDIALES)

Se puede encontrar también, electrocardiografías registradas colocando un electrodo en la superficie anterior al tórax, encima del corazón, en uno de los 6 puntos de la figura 8, marcados con la letra v (v1, v2, v3, v4, v5, v6).¹⁹ Este electrodo se conecta al polo positivo del electrocardiógrafo, mientras que el negativo, conocido como electrodo indiferente; se conecta a los brazos y pierna izquierda por medio de resistencias eléctricas. Las derivaciones se logran cambiando el electrodo torácico en las seis posiciones.²⁰

¹⁹ Rangayyan,R.M..Op.cit,p.22-24

²⁰ Arthur C. Guýton and Jhon E. Hall..Op.cit.p.144

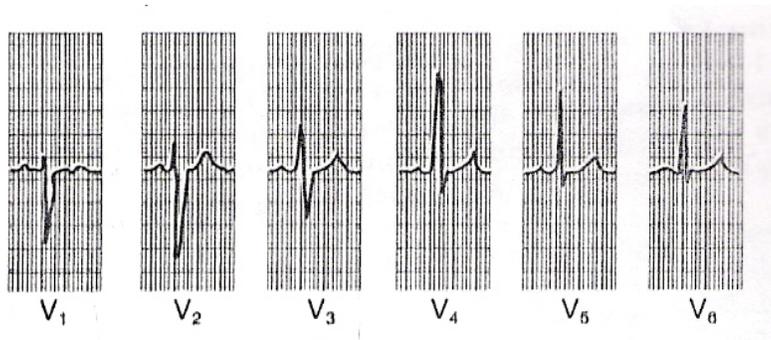
Figura 8. Posición de precordiales.



Rangayyan,R.M.. "Biomedical Signal Analysis " .p.22

Como la el corazón esta muy cerca de la superficie, cada derivación registra principalmente el potencial eléctrico en el músculo mas cercano a el punto, por lo tanto se pueden notar las diferencias al observar la figura 9.

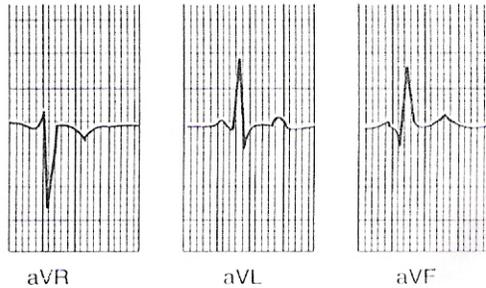
Figura 9. Derivaciones torácicas.



Carr J.. Introduction to Biomedical Equipment Technology" p. 144

2.2.2.1.3.3 DERIVACIONES UNIPOLAR DE LOS MIEMBROS AMPLIADA

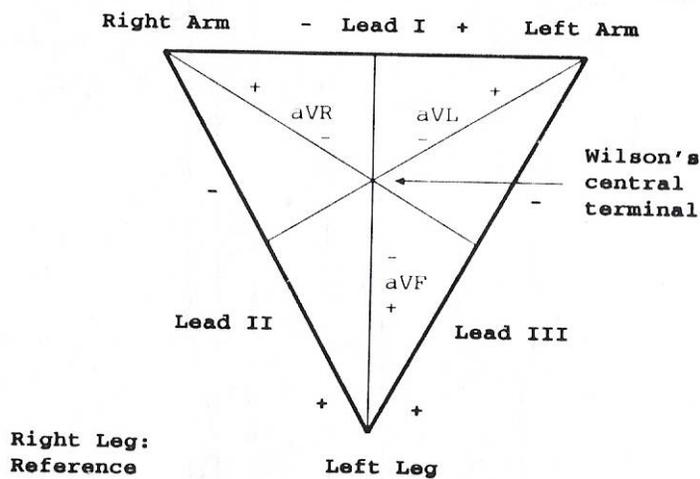
Figura 10. Derivaciones aVR, aVL, aVF



Carr J.. Introduction to Biomedical Equipment Technology” p. 144

En este tipo de registro, también llamado Wilson’s Central Terminal; hay dos miembros conectados al polo negativo del electrocardiógrafo, por medio de resistencias eléctricas, el tercer miembro esta unido al polo positivo. En la figura 11 se puede apreciar los signos y el nombre de cada derivación. (aVR, aVL, aVF)

Figura 11. Triangulo de Einthoven y las 3 derivaciones unipolares de os miembros ampliada



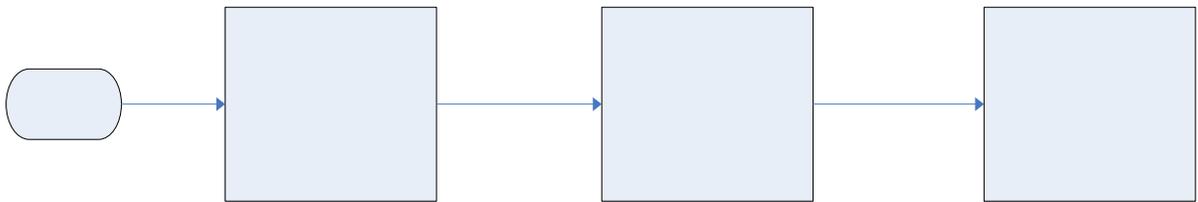
Rangayyan,R.M.. ”Biomedical Signal Analysis “.p.23

3. DISEÑO DEL PROTOTIPO

Habiendo considerado el capítulo dos, se desarrollo un diseño base para un canal de electrocardiografía bipolares. El diseño consta de tres etapas analógicas aisladas:

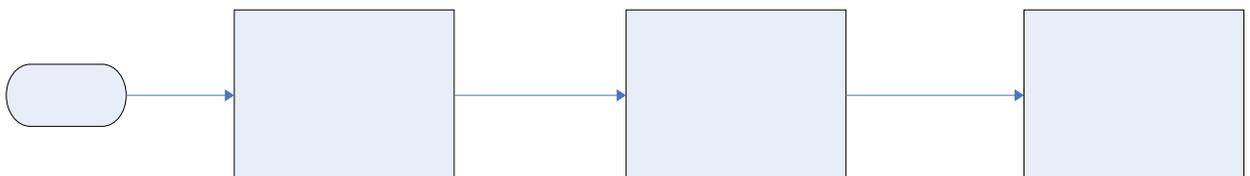
La primera etapa cuenta con un pre-procesamiento y acondicionamiento análogo de la señal de ECG en el extremo del paciente, en donde es necesario realizar un aislamiento eléctrico para proteger al paciente de cualquier sobrecarga que pueda afectar el buen funcionamiento del corazón. La segunda se encarga del procesamiento analógico y la conversión AD para su posterior análisis en un PC. La tercera es almacenar y visualizar los datos en tiempo real haciendo uso de un software que fue diseñado para tal fin.

Figura 12. Diseño general



3.1 DISEÑO DEL CIRCUITO

Figura13. Diseño Del Circuito Análogo



3.1.1 ELECTRODOS SUPERFICIALES

Para este diseño fueron escogidos los electrodos de EF MEDICA ref F 50 LG , debido a que:

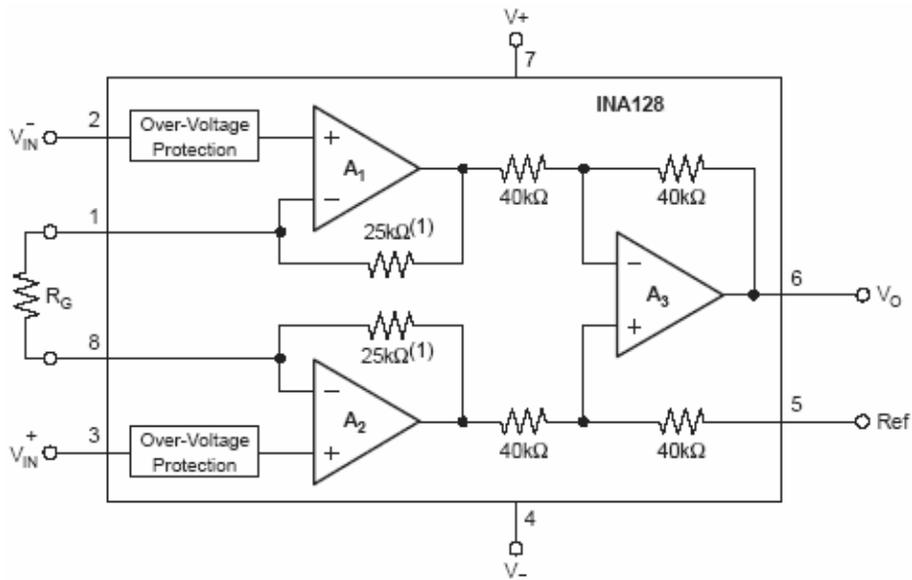
- Off set voltaje inferior a 100mv.
- Ruido inferior a 150 μ V.
- Región conductiva de plata y níquel.
- Económicos.
- Desechables.
- Gel incorporado.
- No lastiman al paciente.

3.1.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

La señal cardiaca resulta muy pequeña para ser tomada directamente por los electrodos por lo que el diseño de la etapa de preamplificación requiere la selección de un amplificador de instrumentación, de alta impedancia de entrada, ganancia variable y baja impedancia de salida, características que lo hacen compatible con los electrodos escogidos. También posee un bajo consumo de energía debido a que es utilizada como parte de la etapa aislada alimentada con baterías de 9v, y por su relación de rechazo en modo común a un máximo de 120dB.

Se escogió el INA128; de TEXAS INSTRUMENTS, el cual cumple con las características propuestas. Cuenta con ganancia variable, consumo máximo de corriente $I=700\mu$ A (ideal para aplicaciones alimentadas con baterías), es ideal para aplicaciones en instrumentación biomédica y proporciona poco ruido en las salidas. Por otra parte es una de sus características ser utilizado para aplicaciones biomédicas.

Figura 14. INA 128



INA 128,TEXAS INSTRUMENTS

3.1.2.1 CALCULO DE RESISTENCIA DE GANANCIA

Según el manual del INA 128 de la TEXAS INSTRUMENTS:

Se tiene la formula de la ganancia del integrado en función de la resistencia externa.

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} \quad (3.1.1)$$

Se elige una ganancia acorde con lo deseado.

$$G = 500 \quad (3.1.2)$$

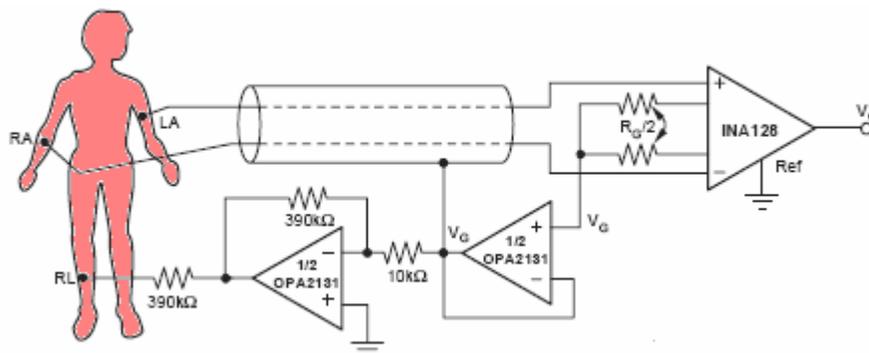
Desarrollando en la ecuación 3.1.1 tenemos que:

$$R_G = 100\Omega \quad (3.1.3)$$

3.1.2.2 DRIVE-PIERNA DERECHA

Por lo general en muchos sistemas de ECG modernos el paciente no es aterrizado, sin embargo el electrodo de la pierna derecha es conectado a la salida de un sistema auxiliar de operacionales. Esta composición permite que la corriente fluya no a la tierra sino al circuito de salida del operacional, reduciendo sobrepicos en la señal ECG, el circuito por otra parte provee alguna seguridad eléctrica. Si por alguna razón aparece un voltaje alto entre el paciente y la tierra por causa de movimiento muscular o cualquier otra.

Figura 15. Drive-pierna derecha

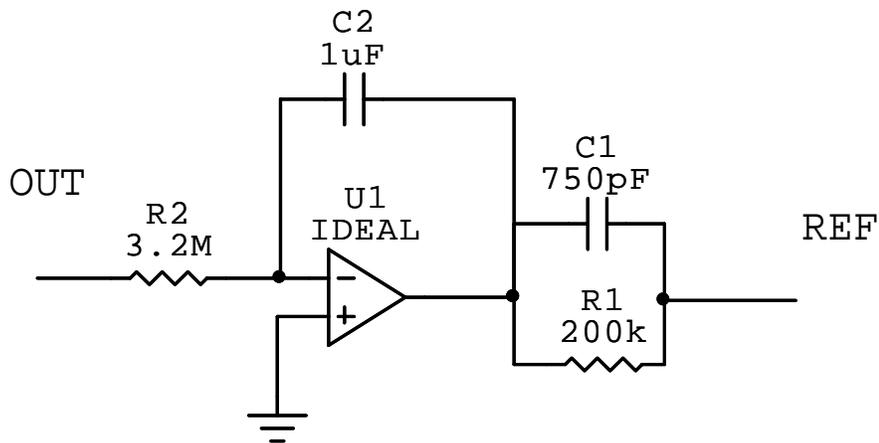


TEXAS INSTRUMENTS

3.1.2.3 REFERENCIA DEL INA128

Pasa altos recomendado por la TEXAS INSTRUMENTS para el integrado INA 128, con el fin de eliminar ruido producido por el movimiento muscular y por lo tanto produciendo un deterioramiento del movimiento en la línea de base de la señal cardiaca. El diseño básico pertenece a un pasa alto que se encarga en pocas palabras de, mantener el voltaje de la línea base igual al voltaje en movimiento; actuando como amortiguador de el cambio de nivel de en la señal.

Figura 16. Circuito referencia INA 128

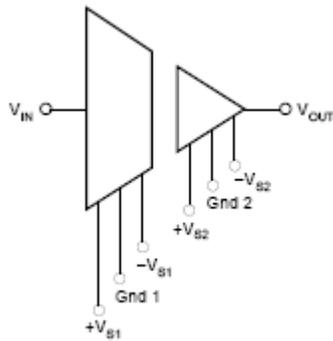


TEXAS INSTRUMENTS

3.1.3 AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO

Teniendo en cuenta que el sistema requerido debe cumplir con los parámetros de seguridad eléctrica necesarios para cualquier aplicación de instrumentación biomédica, se seleccionó un amplificador de aislamiento capacitivo ISO124 (Figura 3), el cual tiene ganancia unitaria, un IMRR=140dB y no linealidad de 0.0005%.

Figura 17. Amplificador de aislamiento



ISO124, TEXAS INSTRUMENTS

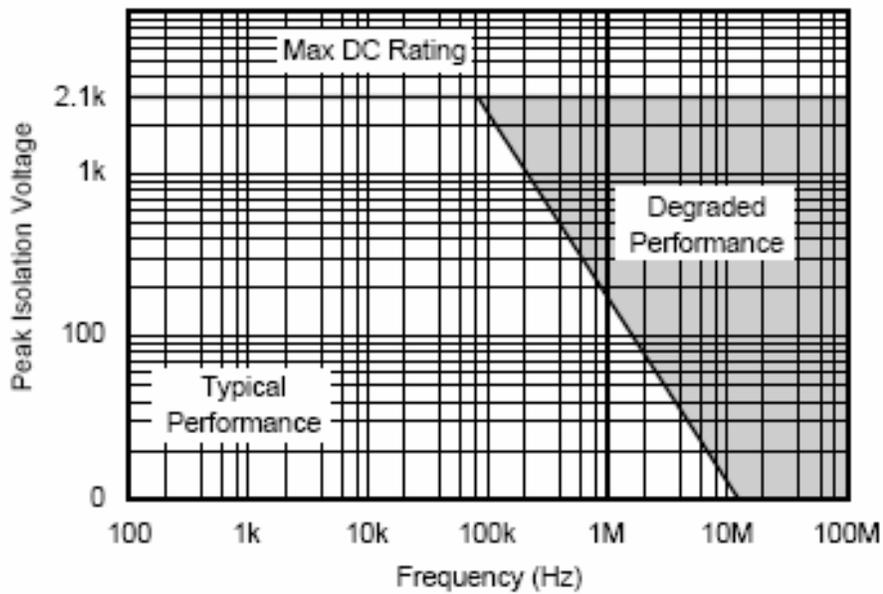
Una de las razones para la selección del ISO124 fue su voltaje de aislamiento para la banda de trabajo de 1 a 100HZ, el cual es máximo para dicho intervalo (Figura 18) y útil para las bajas frecuencias que se manejan en las señales electrocardiográficas. De igual forma se tuvo en cuenta que la frecuencia del ruido de portadora de 500kHz adicionado por el amplificador a la señal de entrada se encontraba en una banda lo suficientemente alejada de la de trabajo, lo cual permitió obviar sus efectos como un parámetro de diseño relevante.

Así mismo, se tuvo en cuenta el alto valor de los coeficientes de rechazo en modo de aislamiento, el cual garantizan de acuerdo con la ecuación:

$$E_{iso} = \frac{V_{iso}}{IMRR} \quad (3.2.1)$$

Que el alto valor del voltaje de aislamiento necesario para la aplicación segura del sistema de medición en el paciente no adicione un voltaje parásito de magnitud comparable con las de las señales de electrocardiografía tomadas mediante los electrodos aplicados sobre el paciente.

Figura 18. Voltaje de aislamiento Vs. Frecuencia



Texas Instruments

3.1.4 PROCESAMIENTO ANÁLOGO

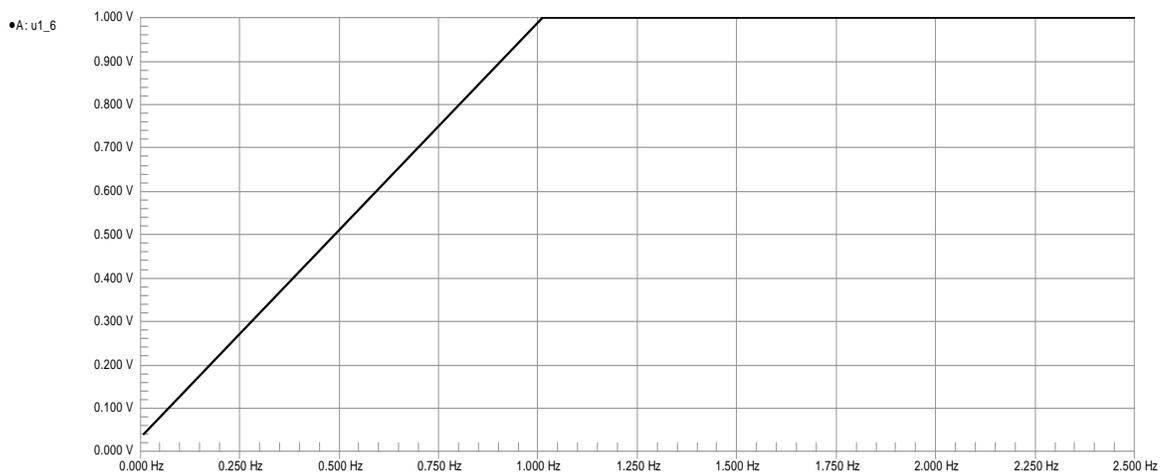
Para esta aplicación se escogió el integrado TL084 debido a su bajo consumo, banda de trabajo alta, bajo ruido a bajas frecuencias.

3.1.4.1 FILTRO PASA ALTO

Con el fin de anular el movimiento de línea de base, evitando señales intrusas como el ruido muscular; se implemento el filtro pasa alto con una frecuencia de corte de 0.05 Hz.

El diseño del filtro se hizo mediante el uso de un modelo de filtro Butterworth de dos polos y un solo amplificador operacional (Figura 20) en donde la ubicación de los polos viene dada por la ecuación 3.3.1.

Figura 19. Filtro pasa altos



Se colocan valores comerciales de capacitancia.

$$\text{Siendo } C_1 = C_2 \quad (3.1.1)$$

$$C_1 = C_2 = 10\mu F \quad (3.1.2)$$

$$\text{Siendo } R_1 = 2 \cdot R_2 \quad f_c = 0.05Hz \quad (3.1.4)$$

$$R_1 = \frac{1}{\sqrt{2} \cdot \pi \cdot C_1 \cdot f_c} \quad (3.1.5)$$

Remplazando en la ecuación 3.3.5 tenemos que:

$$R_1 = 450K\Omega \quad (3.1.6)$$

Tomando la otra ecuación.

$$R_2 = \frac{1}{2 \cdot \sqrt{2} \cdot \pi \cdot C_1 \cdot f_c} \quad (3.1.7)$$

Remplazando en la ecuación 3.3.8 tenemos que:

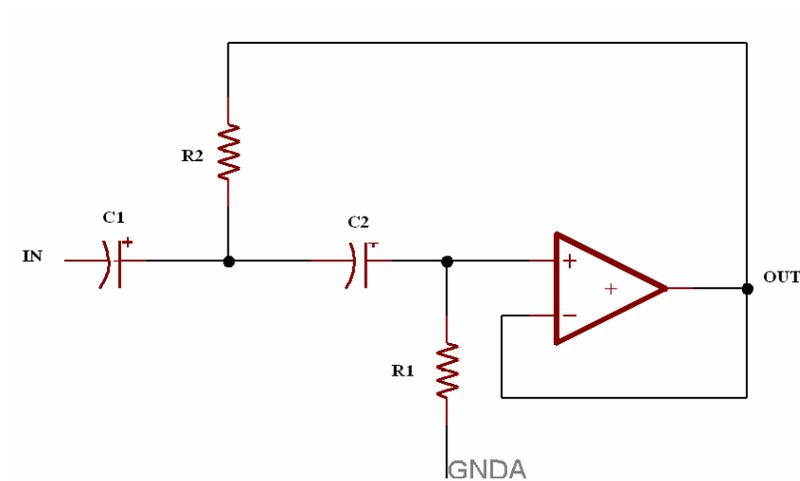
$$R_2 = 225K\Omega \quad (3.1.8)$$

Con factor de amortiguamiento

$$k = 1 \quad (3.1.9)$$

Lo cual sin importar que no cumpla con las condiciones del filtro Butterworth referidas al coeficiente de amortiguamiento, facilita el cálculo y análisis de la señal procesada sin interferir significativamente en el comportamiento en frecuencia del filtro para el ancho de banda de trabajo.

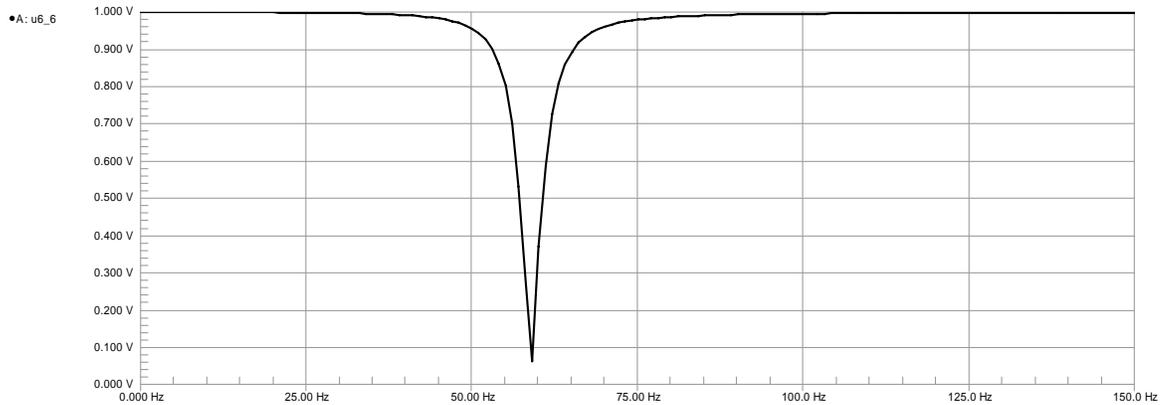
Figura 20. Circuito del filtro pasa altos



3.1.4.2 FILTRO NOTCH

Considerando que una de las fuentes de ruido más común y significativas a la hora de poner en funcionamiento cualquier circuito analógico es el ruido de 60 Hz, se hizo necesario aplicar un filtro que permitiera la eliminación de esa única frecuencia sin afectar de manera significativa las otras frecuencias adyacentes a la frecuencia a eliminar (Figura 21).

Figura 21. Filtro notch



Para la aplicación del filtro notch se seleccionó un esquema de dos amplificadores operacionales (Figura 22), el cual permite el ajuste del factor de calidad del filtro y facilita su aplicación y reconfiguración en un ambiente experimental en el cual se necesitó el ajuste de los parámetros iniciales de diseño.

$$\text{Siendo } C_1 = C_2 \quad (3.1.10)$$

$$C_1 = C_2 = 10\mu F \quad (3.1.11)$$

$$\text{Siendo } R_3 = R_4 \text{ y } f_c = 60\text{Hz} \quad (3.1.12)$$

$$R_3 = R_4 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C_1 \cdot f_c} \quad (3.1.13)$$

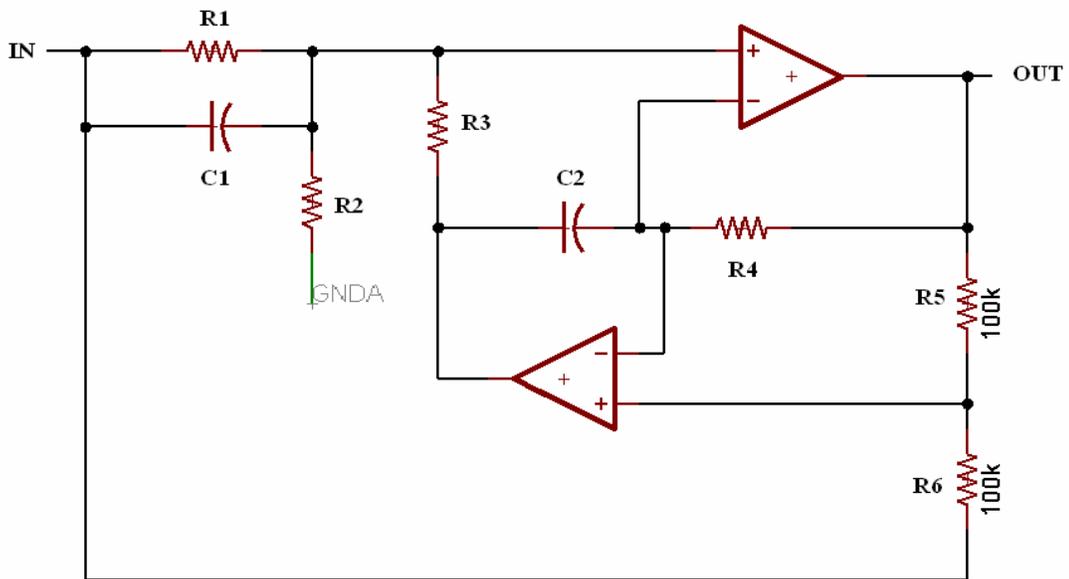
$$R_3 = R_4 = 270\Omega \quad (3.1.14)$$

Teniendo un factor de calidad $Q = 6.6$ (3.1.15)

$$R_1 = R_2 = 2 \cdot Q \cdot R_3 \quad (3.1.16)$$

$$R_1 = R_2 = 3.3K\Omega \quad (3.1.17)$$

Figura 22. Circuito del filtro notch



3.1.4.3 FILTRO PASA BAJO

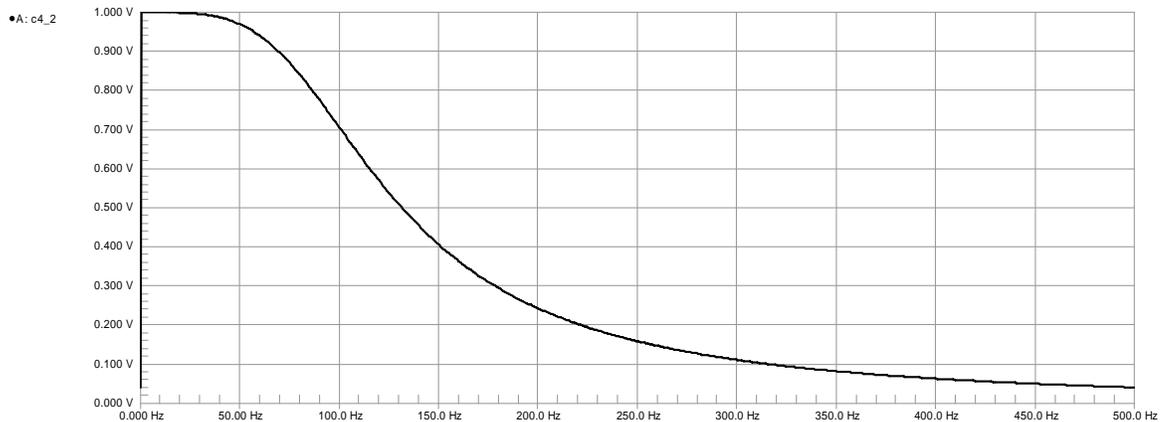
Luego de eliminarse la señal parásita de 60 Hz, se procedió a limitar la señal con un filtro pasa bajos con frecuencia de corte

$$f_c = 100Hz \quad (3.1.18)$$

De tal manera que se filtre la señal correspondiente al ruido de alta frecuencia y se limite la señal a una banda inferior a la frecuencia de muestreo, evitando el efecto del traslape. El diseño del filtro se hizo mediante el uso de un modelo de filtro Butterworth de dos polos y un solo amplificador operacional (Figura 24), en donde la ubicación de los polos viene dada por la ecuación 3.3.19.

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \sqrt{2} \cdot \pi \cdot C1 \cdot R} \quad (3.1.19)$$

Figura 23. Filtro pasa bajos



Se elige un valor de C_1

$$C_1 = 10\mu F \quad (3.1.20)$$

Se calcula C_2

$$C_2 = 2 \cdot C_1 \quad (3.1.21)$$

$$C_2 = 20\mu F \quad (3.1.22)$$

Se asignan los valores de las resistencias y la frecuencia de corte

$$R_1 = R_2 \text{ Y } f_c = 100\text{Hz} \quad (3.1.23)$$

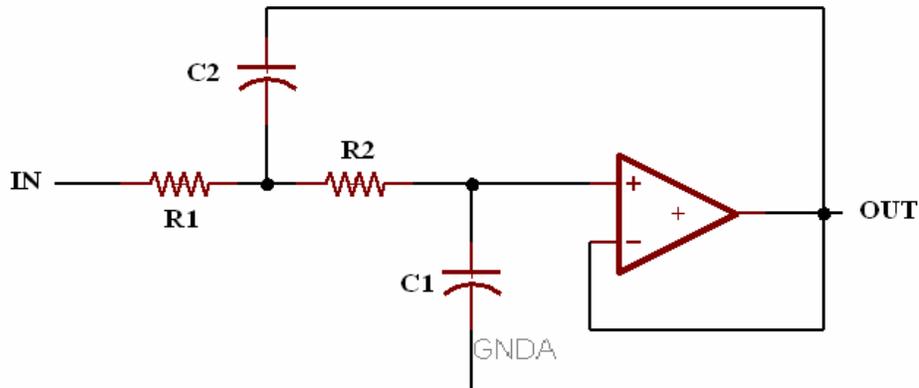
Reemplazando lo valores.

$$R_1 = R_2 = \frac{1}{2 \cdot \sqrt{2} \cdot \pi \cdot C_1 \cdot f_c} \quad (3.1.24)$$

Al revolver tenemos que:

$$R_1 = R_2 = 112.5 \quad (3.1.25)$$

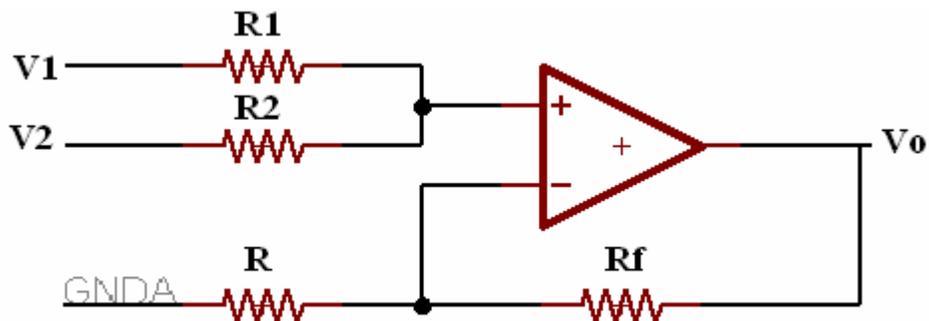
Figura 24. Circuito de filtro pasa bajos



3.1.5 SUMADOR NO INVERSOR

Implementado un sumador no inversor (figura.) Con el fin de subir el nivel DC logrando que el ADC del micro pueda detectar todo el rango de la señal, incluyendo los ciclos negativos de la señal ECG. Para conseguirlo se asigna un voltaje en uno de los pines positivos y el doble de resistencia en el negativo, y se tiene como consecuencia un nivel DC igual a este. (Tomado de notas de clase de electrónica 2 de la Universidad Tecnológica de Bolívar)

Figura 25. Sumador no inversor



Teniendo

$$V_0 = 1 + \frac{R_F}{R} \cdot \frac{(V_1 + V_2)}{2} \quad (3.1.26)$$

Graduando con el fin de obtener un voltaje fijo.

$$V_2: 2.5\text{v} \quad \text{y} \quad V_1: \text{señal} \quad (3.1.27)$$

V_0 : voltaje de salida

$$R_1 = 10\text{K}\Omega \quad (3.1.28)$$

$$R_2 = 10\text{K}\Omega \quad (3.1.29)$$

$$R_f = 20\text{K}\Omega \quad (3.1.30)$$

$$R = 20\text{K}\Omega \quad (3.1.31)$$

De lo cual se obtiene un valor DC de 2.5 V.

3.2 DISEÑO DEL PROGRAMA DE TRANSMISIÓN DE DATOS

3.2.1 TARJETA MADRE

Para lograr este objetivo se escogió el microcontrolador CMOS FLASH Microchip® PIC16F458 de 40 pines, debido a su nivel tecnológico, posee un conversor análogo-digital de 10 bits y su manejo de timers que resulta ser fácil y preciso Y cuenta con una velocidad de procesamiento máxima de 40MHz.. para la comunicación con el computador, el microcontrolador fue seleccionado debido a que en primer lugar permite la programación in-circuit vía RS232 (utilizando los pines seriales del micro: RC6 y 7) con los programas con los que se contó desde el principio de la investigación. Por otra parte este PIC cuenta con tres temporizadores de los cuales nada mas se utilizara uno, dejando el resto, al igual que los pines restantes; disponible para cualquier eventualidad futura.

Se puede obtener mas información del microcontrolador y de su configuración de funcionamiento remitiéndose al datasheet del PIC18F458, contenido dentro de los anexos.

3.2.2 SOFTWARE DE CONVERSIÓN ANÁLOGA DIGITAL

En la figura 26 se puede apreciar el diagrama de bloques del programa, su proceso de captación de la señal análoga y su reenvío. La idea principal es transmitir cada 2mseg por medio de un microcontrolador por medio de transmisión de caracteres con el fin de perder la menor cantidad de datos posibles y evitar confusiones en la transmisión con los diferentes comandos y órdenes del sistema.

En la tabla 1 se pueden ver los códigos ASCII que se utilizaron para transmitir la información digital.

3.3 DISEÑO DEL PROGRAMA DE VISUALIZACIÓN DE DATOS

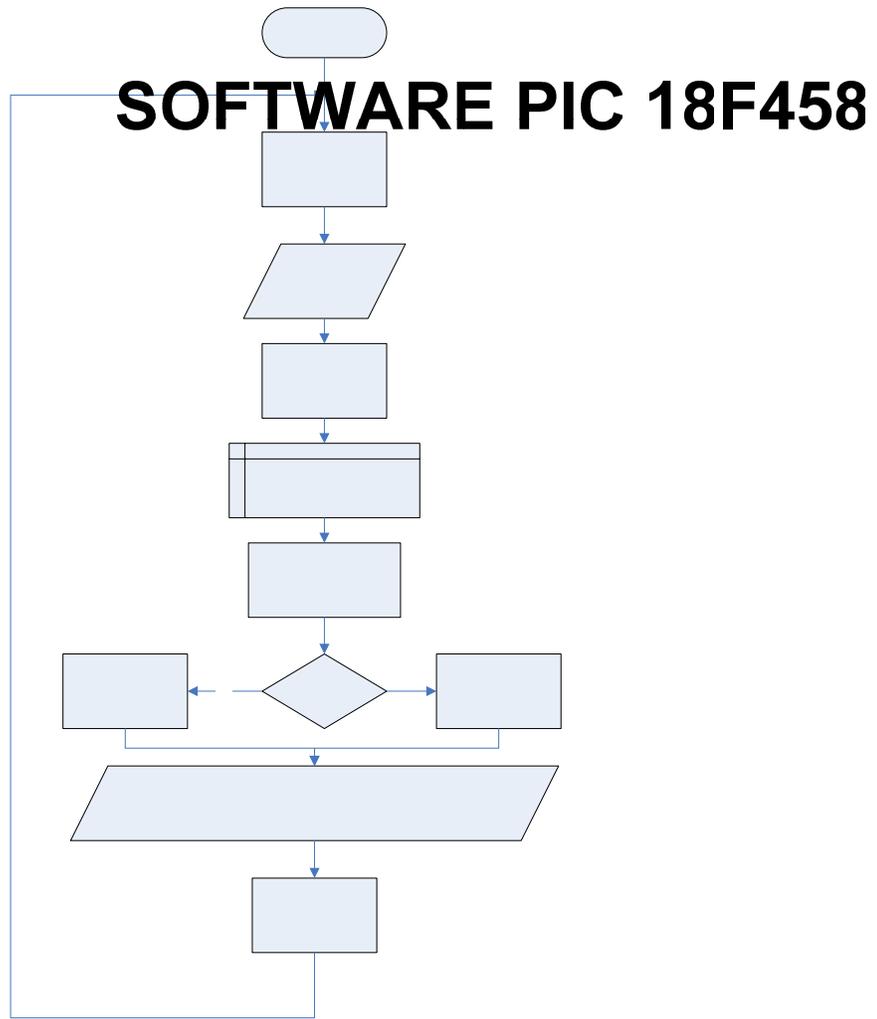
Para el proceso de visualización se utilizó el visualbasic 6.0, debido a sus múltiples utilidades y su configuración para los puertos de comunicaciones. En el proceso de recolección de datos se clasifico cada dato utilizando el carácter de control @, de seta manera se discrimina el dato y se analiza con mayor facilidad. Con el fin de eliminar un poco el ruido de la transmisión se implemento un filtro media 8, que es suficiente para atenuar el ruido y no deformar la señal. Se puede apreciar en la figura 27 el diagrama de bloques del programa utilizado.

Se puede obtener más información del programa en el lenguaje Visualbasic contenido dentro de los anexos.

Tabla 1. Códigos ASCII

ASCII	HEX	Símbolo
48	30	0
49	31	1
50	32	2
51	33	3
52	34	4
53	35	5
54	36	6
55	37	7
56	38	8
57	39	9
65	41	A
66	42	B
67	43	C
68	44	D
69	45	E
80	46	F
64	40	@

Figura 26. Software ADC



in

RA0→e
RA0→a
RA0→A
FREC=2

Leer

Dato1=a
Dato2=a

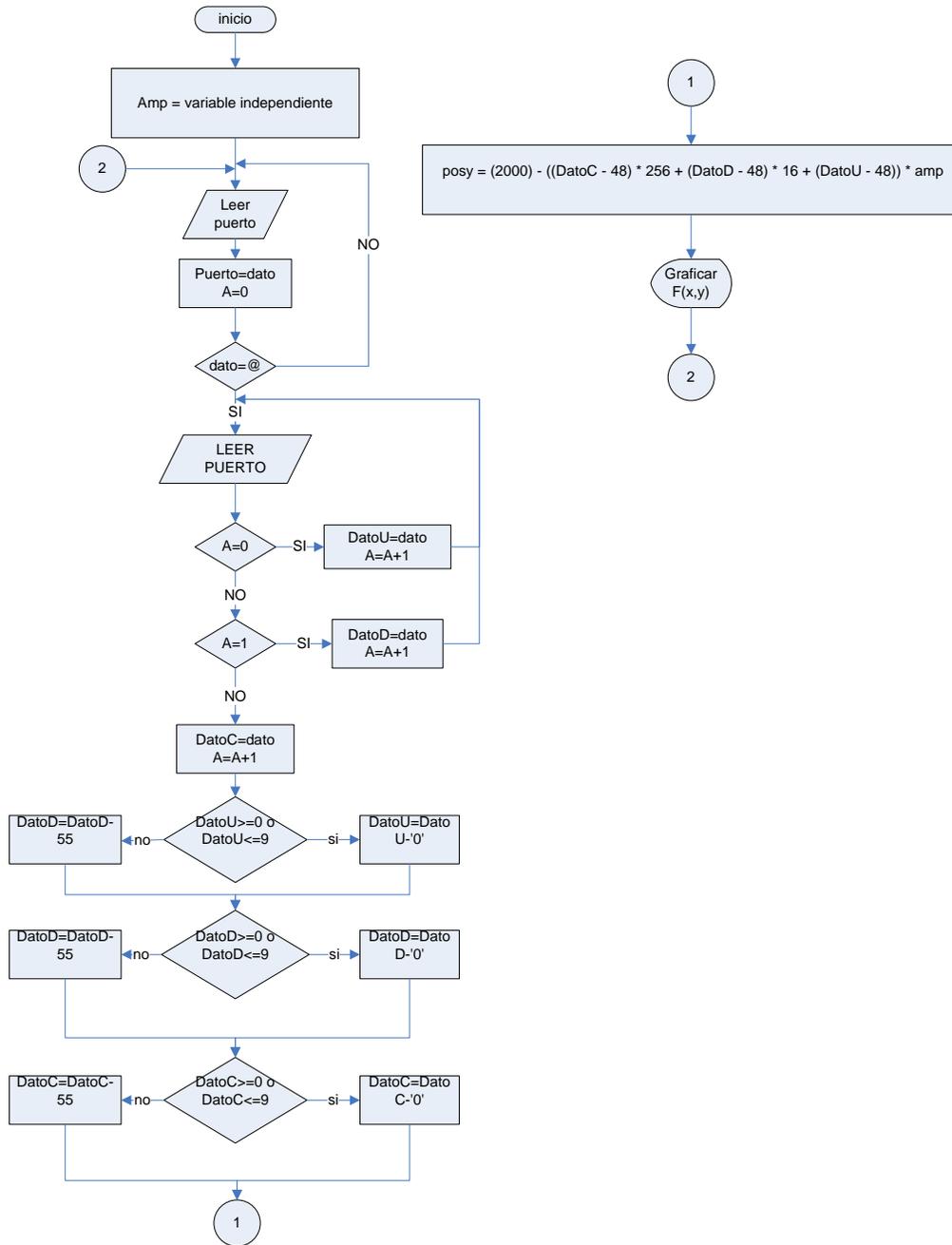
Dato()=H

(datos enm

Dato

Figura 27. Software de visualización

SOFTWARE ECG STUDIO



4. RESULTADOS

Una vez diseñado y fabricado, el prototipo del electrocardiógrafo fue sometido a una serie de pruebas en los nodos de alimentación de los integrados. Por otra parte se realizaron varias pruebas, bajo ambientes ruidosos, agregando movimiento muscular para demostrar la capacidad del prototipo.

Fue necesario realizar varias pruebas para rastrear cualquier anomalía o problema de diseño.

4.1 FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO

Durante la experimentación se llevaron a cabo numerosas mediciones y diversas condiciones tanto en la parte física como en el software, con la intención corroborar el funcionamiento eficaz, esto ayuda a comprender de una manera mas clara la manera en que las señales cardiacas son adquiridas.

4.1.1 SEÑALES DE ALIMENTACIÓN

Revisando por medio de un tester, los pines de alimentación de los integrados, se comprobó la buena construcción del prototipo, teniendo en cuenta los valores de alimentación.

En la tabla 2 podemos observar los valores de alimentación de integrados contenidos e la parte no aislada del prototipo. De la misma manera se comprobó la alimentación de los integrados contenidos en la parte aislada. El ejercicio culminó con un óptimo funcionamiento en las pistas de alimentación, asegurando el buen funcionamiento de los integrados. Todo esto acorde a las mencionadas características del prototipo. (Capitulo 2 de este texto)

Tabla 2. Integrados De La Sección No Aislada.

Elemento	Valor Teórico Requerido (V)	Valor Real (V)
INA128	10	10,11
TL084	10	10,11
ISO124	10	10,11
PIC18F458	5	5,1
LM7805	10	10,15
MAX232	5	5,1

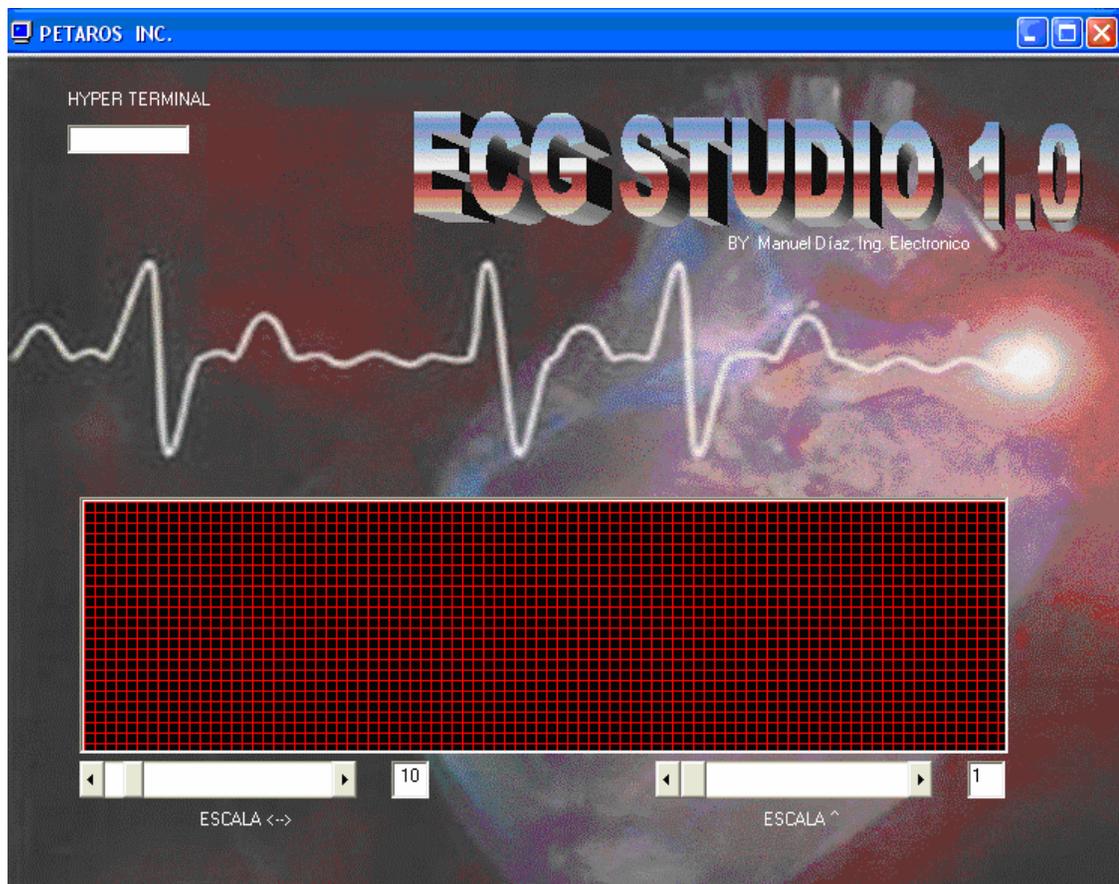
Tabla 3. Integrados De La Sección Aislada.

Elemento	Valor Teórico Requerido (V)	Valor Real (V)
INA128	9	9,14
TL084	9	9,14
ISO124	9	9,14

4.1.2 PRUEBAS AL SOFTWARE

El software fue realizado por medio del programa visualstudio 6.0 de Microsoft, programa que puede observarse en la figura 28. El acabado final del programa culmino ateriéndole dos barras de escalas, una para modificar la escala en x y otro para modificar la amplitud vista. Cuenta además con un hyper terminal con el fin de corroborar el buen funcionamiento de él mismo, de la tarjeta y que su ves funcionaria como un osciloscopio, teniendo en cuenta las condiciones de transferencia de datos de este sistema.

Figura 28. Software de electrocardiografía.



Resultado necesario comprobar el buen funcionamiento del equipo, pruebas que se realizaron con niveles lógicos, que comprenden los valores 0 y 1, o en voltios 0 y 5 voltios. Cabe aclarar que este valor de 0 a 5 voltios se debe a que un microcontrolador como el 18F458 trabaja a 5 voltios al igual que su ADC (ver anexos datasheet PIC18F458). En la figura 29 y 30 se muestra el software siendo sometido a las pruebas lógicas 0 y 1 respectivamente, valores contenido en la casilla del hyper terminal de cada figura.

Figura 29. Software en señal lógica 0.

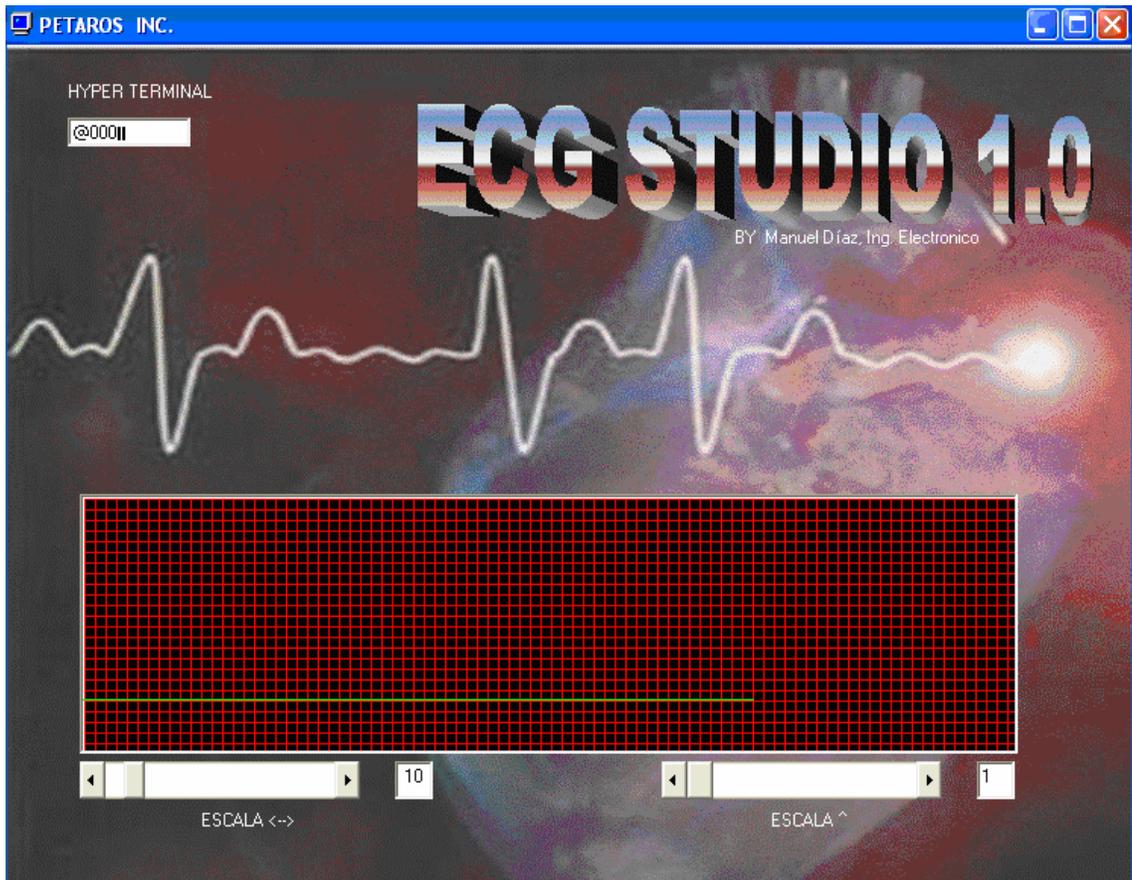
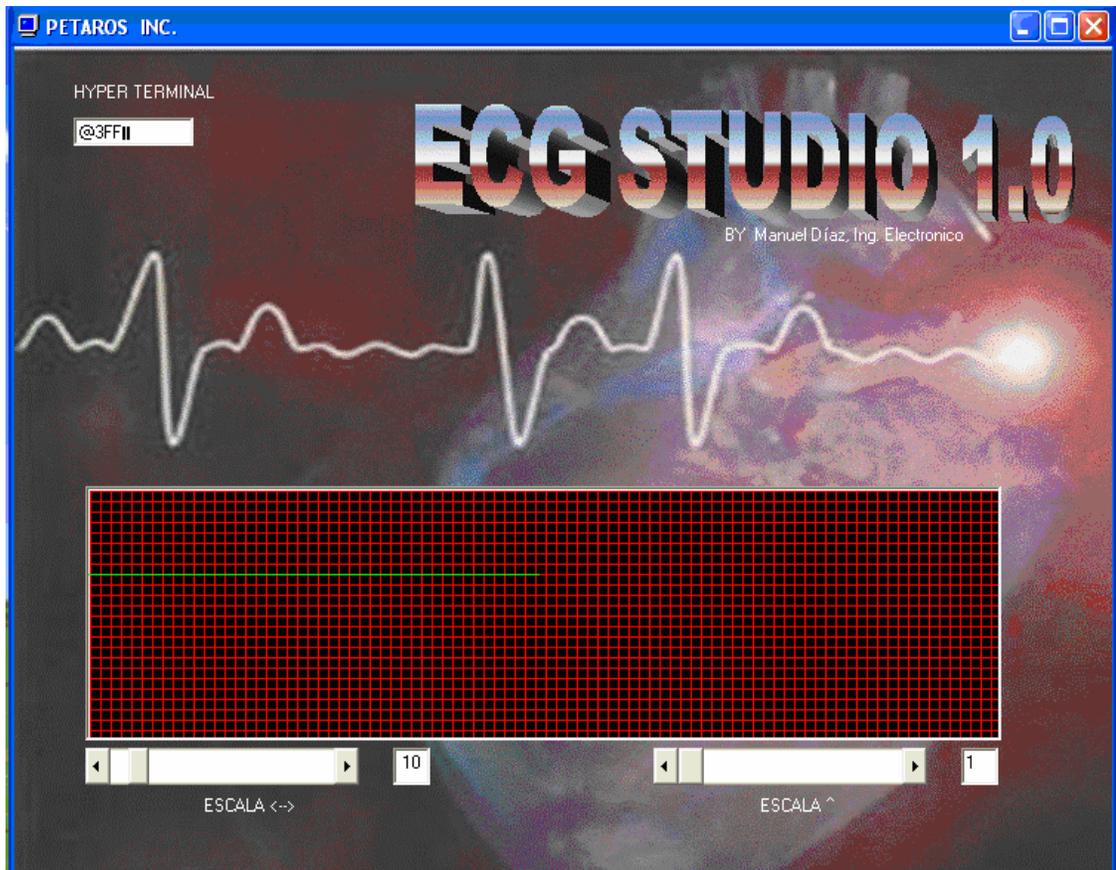


Figura 30. Software en señal lógica 1.



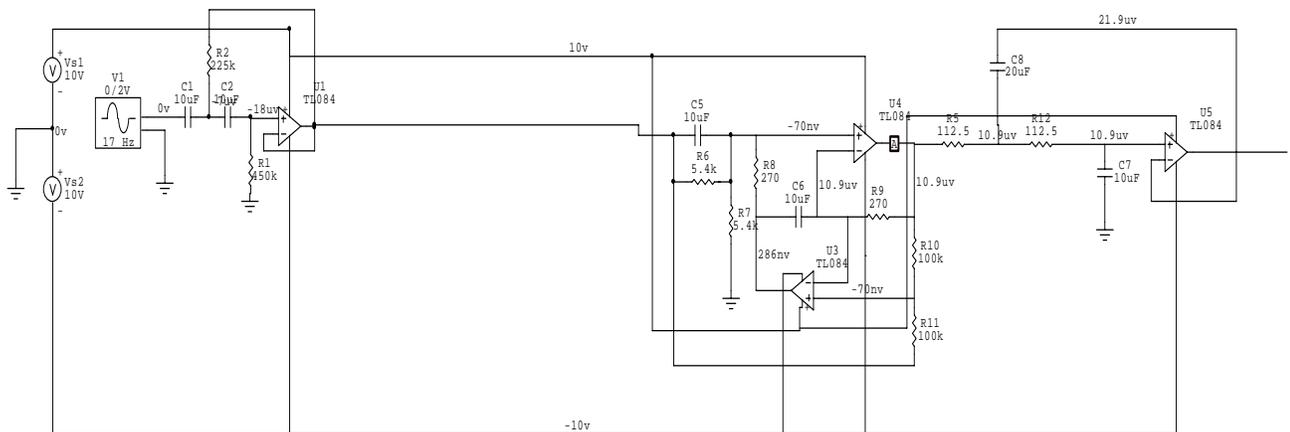
Analizando las graficas 29 y 30, se pueden observar dos cosas:

- La señal esta libre de ruidos.
- Los valores contenidos en las casillas son respectivamente @000 y @3FF, lo cual en sus valores hexadecimales pertenecen @0 y @1023, que teniendo en cuenta que el conversor análogo es de 10 bits (2^{10}), tenemos que estos son los valores limite. Valores que son procesados como 0 a 5 voltios por la características de respuestas del PIC.

4.1.3 ANÁLISIS DE LAS SEÑALES DE LOS FILTROS.

Al realizar el diseño se tuvo como base una serie de filtros necesarios para adecuar la señal, filtrándola de señales innecesarias para esta aplicación. Seguidamente se tubo que medir y como se puede ver en la figura 31, se puede apreciar el circuito utilizado en las simulaciones en CircuitMaker y en el prototipo.

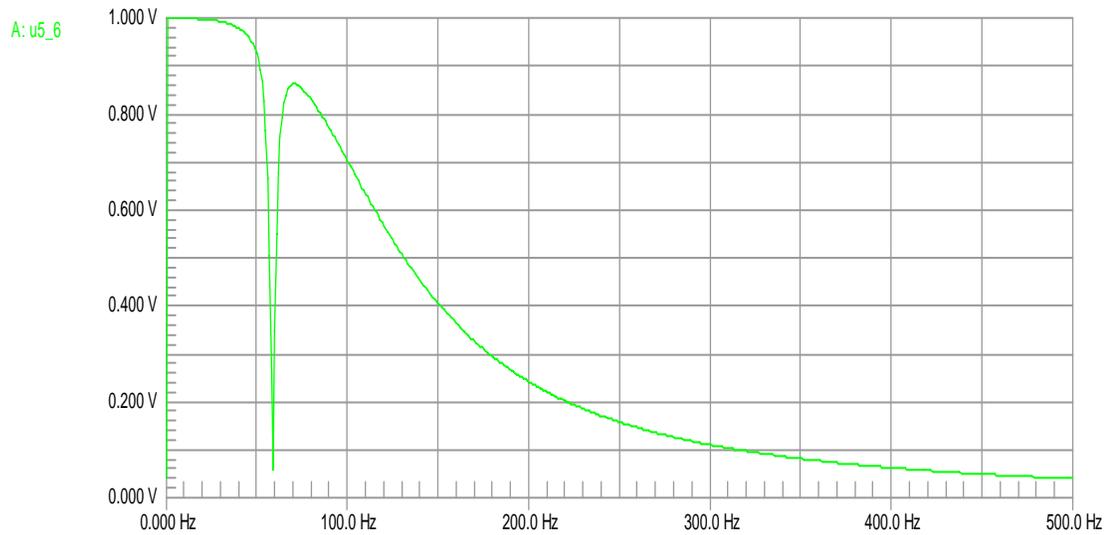
Figura 31. Filtros de señal ECG



A continuación se muestra en la figura 32 el funcionamiento obtenido en la simulación simultánea del filtro pasa altos, seguido del filtro notch y finalizando con el filtro pasa bajos. Nótese la forma ten peculiar de la grafica, detallando los puntos importantes que son, las bandas de los extremos y la banda intermedia.

Cabe resaltar que la simulación, sus respuestas en bloqueo de frecuencias, concuerda con los datos teóricos consignados en el capítulo 3 de este texto, validando a la figura 32 como una fuente de comparación confiable.

Figura 32. Señal de filtros del sistema ECG.



Seguido de la simulación se procedió a montar el circuito y tomar medidas en el osciloscopio para corroborar que su funcionamiento es el ideal o por lo menos aproximado.

Para la toma de los valores consignados en la tabla 4, se asignaron bases de frecuencias arbitrarias pero consecutivas, administrando diferentes niveles de ruido con amplitudes de 0.1 a 10 voltios, todo con el fin de lograr una gama de datos mas amplia y de esta manera probar el sistema de filtros indirectamente para cualquier señal ECG, a la que se pueda someter.

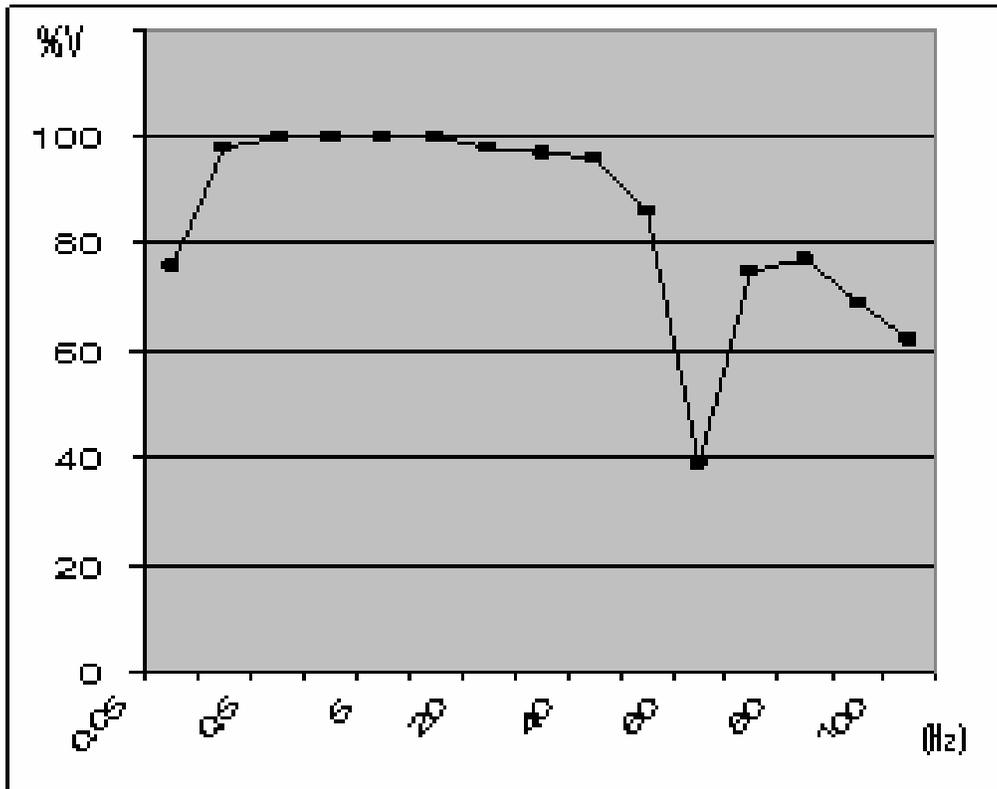
Tabla 4. Tabla aleatoria de datos de filtros prueba1.

Frecuencia (Hz)	Voltaje de entrada (V)	Voltaje de salida (V)
0,01	0,5	0
0,04	3,8	2,84
0,05	3,8	3,60
0,5	4,16	4,20
1	4,12	4,04
5	4,12	4,04
10	4,12	4,04
20	4,12	4,04
30	4,12	4,04
40	4,12	4,04
50	4,12	3,70
60	4,12	3,05
70	4,12	3,28
80	4,08	3,08
90	4,08	2,8
100	4,08	2,5
110	4,08	2,16
120	4,08	1,9
130	4,08	1,8
140	4,08	1,5
150	4,08	1,2

Los datos obtenidos se encuentran contenidos en la tabla 4, en donde a simple vista se puede detallar muy levemente el comportamiento del sistema de filtro. Pero, para ser más precisos

se procedió a graficar los datos con el fin de aclarar mas la información adquirida. Grafica que es representada por medio de la grafica 33, mostrando en color púrpura la señal producida por los valores producidos por los filtros en una señal de 5 voltios.

Figura 33. Grafica de filtros prueba 1.



Seguidamente se procedió a hacer una segunda prueba del conjunto de filtros, con espacios en la frecuencia más lineales con el fin de abarcar el problema de una manera más consistente. Los datos de esta segunda prueba se encuentran consignados en la tabla 5, mostrando las frecuencias de trabajo y sus voltajes de entrada y de salida, y su respectiva grafica. (figura 34.)

Tabla 5. Tabla aleatoria de datos de filtros prueba 2.

Frecuencia (Hz)	Voltaje de entrada (V)	Voltaje de salida (V)
0,05	3,8	2,92
0,1	3,78	3,72
0,5	4,04	4,04
1	4,04	4,04
5	4,04	4,04
10	4,08	4,08
20	4,04	3,98
30	4,04	3,92
40	4,04	3,88
50	4,04	3,48
60	4,04	1,6
70	4,04	3,04
80	4,04	3,12
90	4,04	2,8
100	4,04	2,52

Al analizar los datos obtenidos en las dos pruebas realizadas a los filtros del sistema se puede comprobar su perfecta funcionalidad y su coherencia con los valores teórico, lo cual puede hacerse comparando las figuras 33 y 34 con la figura 32. Se puede notar que los filtros, teniendo en cuenta el criterio del 3% de la señal de entrada; permite el paso de la señal a partir de 0.05 Hz, condición necesaria para anular cualquier ruido muscular y con esto eliminando el movimiento de línea de base. Por otra parte, la señal esta limitada a 100Hz, acorde al diseño realizado. Por ultimo se puede observar las característica del filtro notch, al anular en ambas pruebas el ruido eléctrico de 60Hz. La tabla 6 muestra la simetría de los valores.

Figura 34. Grafica de filtros prueba 2.

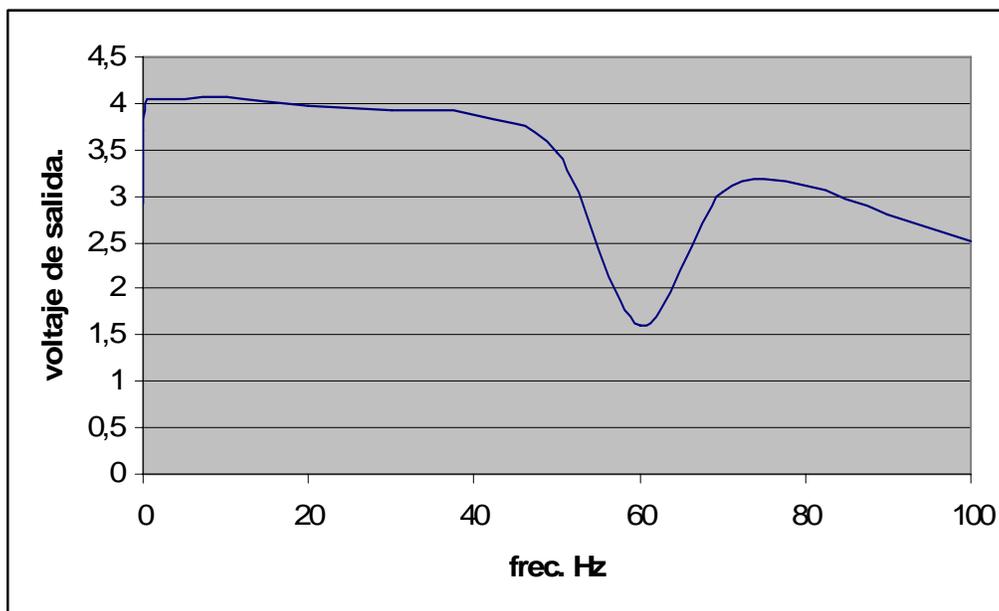


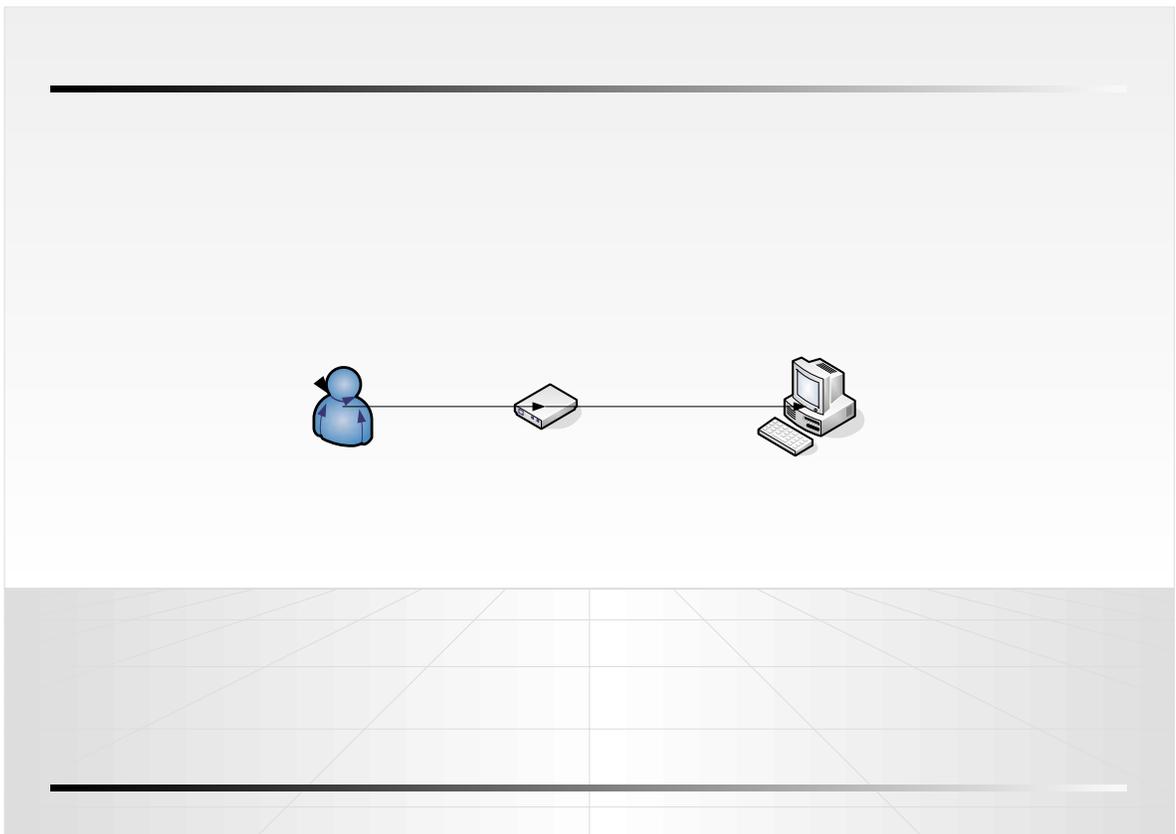
Tabla 6. Tabla de comparación.

filtro	frec. Simulación (Hz)	frec. Prueba 1 (Hz)	frec. Prueba 2 (Hz)
Pasa alto	0.1	0.05	0.05
Notch	60	60	63
Pasa bajo	100	100	100

4.1.4 PRUEBAS AL PROTOTIPO

Teniendo en cuenta los objetivos del proyecto, el planteamiento teórico y metodológico, se diseñaron dos experimentos que demostraron la validez y la importancia de este proyecto a nivel de funcionalidad e historia del arte. El primer experimento (figura 35) se tiene una persona en estado inmóvil, como suelen estar en los exámenes regulares de electrocardiografía; todo esto debido a que fuerte ruido que producen los músculos del cuerpo al moverse, afectan la señal cardíaca.

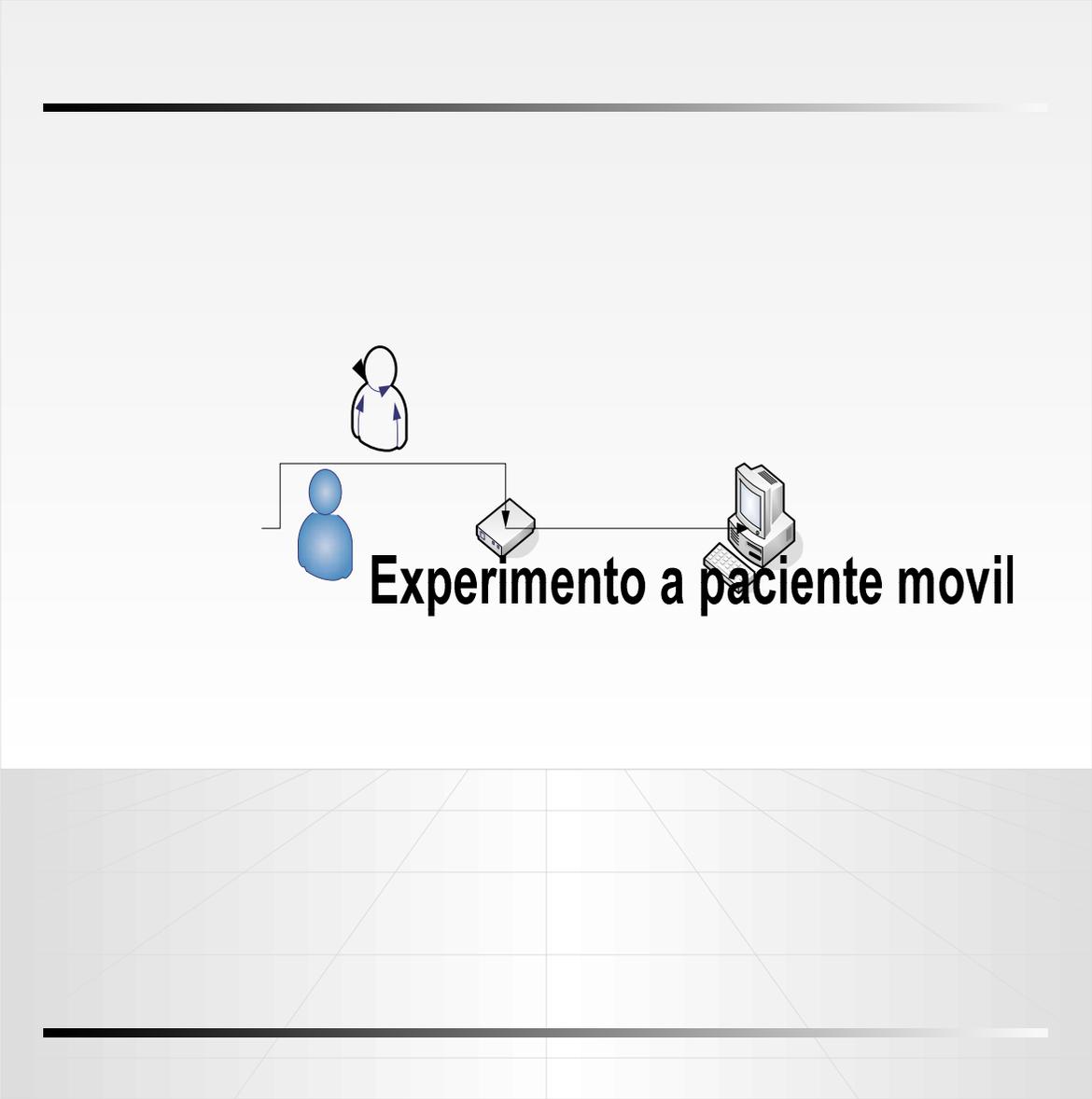
Figura 35. Experimento de inmovilidad del paciente.



El primer experimento (figura 36) se tiene una persona en estado móvil, en donde al paciente se le da un grado de movilidad mas alto que en el experimento anterior.

Experimento a paciente estatico

Figura 36. Experimento de movilidad del paciente.

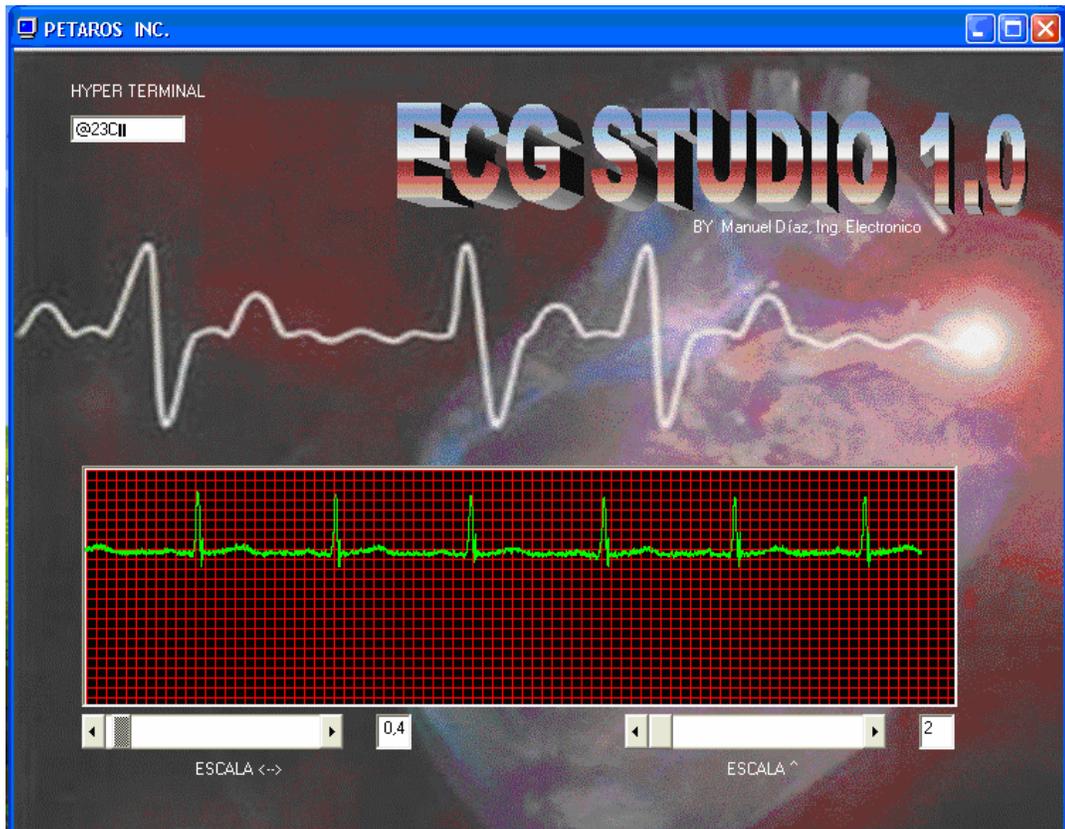


4.1.4.1 EXPERIMENTO 1 (INMOVILIDAD)

Persona

El objetivo primordial del experimento era realizar un testeo de la señal cardiaca en condiciones normales, esto implica que el paciente debe estar completamente relajado, en silencio y estático. De esta experiencia se pudo observar el buen acople de transmisión del circuito análogo, ADC y el software de visualización, por otra parte se pudo observar una grafica ECG (figura 37), mostrando las ondas T y P, el complejo QRS, y en menor medida muestra la onda u, la cual es una onda muy poco usual en los equipos ECG comerciales. Se puede comprobar el buen funcionamiento de la transmisión observando el Hyper Terminal, en la parte superior izquierda de la figura 36.

Figura 37. Señal con paciente estático.



Durante el experimento se pudieron recoger, teniendo en cuenta los criterios de diseño como la amplificación de la señal, el pre escalamiento en el programa; una serie de datos de amplitudes de la señal, contemplados en la tabla 7.

Tabla 7. Datos con paciente estático.

Onda o complejo	Valor (milivoltios)
QRS	2.5
P	0.15
T	0.26

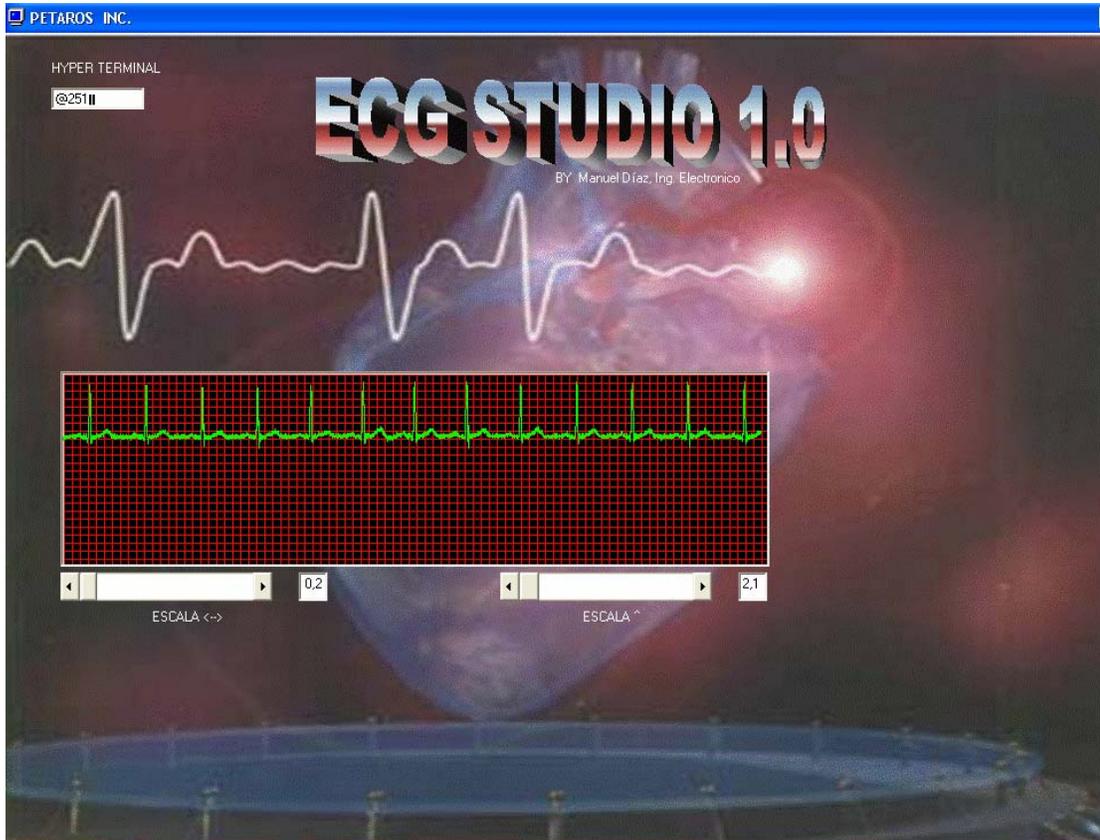
4.1.4.2 EXPERIMENTO 2 (MOVILIDAD)

El objetivo primordial del experimento era realizar un testeo de la señal cardiaca en condiciones anormales, es decir, obligando al paciente a tener cierta movilidad. De esta experiencia se pudo observar nuevamente el buen acople de transmisión del circuito análogo, ADC y el software de visualización, grafica ECG (figura 38), mostrando las ondas T y P, el complejo QRS. Cuyos valores se encuentran consignados en la tabla 8.

Tabla 8. Datos con paciente móvil.

Onda o complejo	Valor (milivoltios)
QRS	2.62
P	0.1
T	0.25

Figura 38. Señal con paciente móvil.



4.1.4.3 ANÁLISIS GENERAL DE LOS EXPERIMENTO

De los experimentos anteriores se puede observar el parecido de los datos tomados en ambas pruebas. En este diseño el movimiento del individuo no modifica drásticamente los valores de las ondas y complejos, asegurando tener una buena medida, en cualquiera de las circunstancias. Por otra parte, al comparar los datos de las tablas 8 y 7 con los datos teóricos, estudiados en el capítulo 2, podemos encontrar enormes similitudes que corroboran la valides de la señal tomada por el prototipo y sobre todo validando el diseño fundamentado en el capítulo 3 de este texto.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En esta tesis se ha presentado una investigación, análisis y diseño de un canal de electrocardiografía bipolar, por medio del cual se pudo obtener una apreciación acertada del fenómeno cardiaco, sus características, abriendo una puerta a la investigación en esta área de la bioingeniería.

Por otra parte se pudo proponer una medida para eliminar, en un alto rango; el movimiento de la línea de base. Se diseñaron estrategias de protección para el paciente y filtros para adecuar la señal cardiaca, delimitando las frecuencias de trabajo de las señales cardiacas.

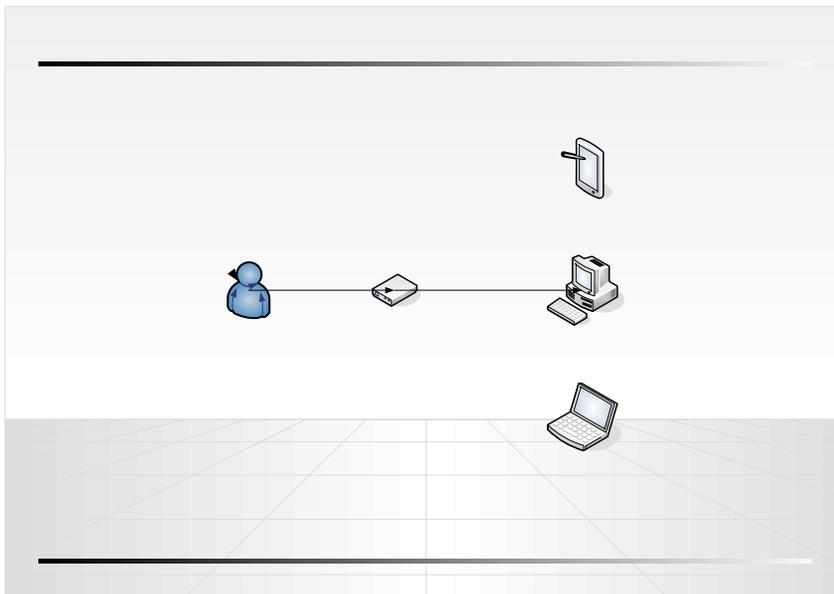
Para la viabilidad del modelo se realizaron una serie de simulaciones, las cuales permitieron cuantificar los parámetros necesarios para la detección y visualización de la señal cardiaca.

Tomando como base los resultados teórico, se construyó un prototipo con capacidad de programación por medio de un MAX232, el cual hace uso de software libre disponible en la Internet. El prototipo tiene a su disposición los 40 pines del microcontrolador, lo cual permite ampliar la investigación para proyectos futuros. Operativamente, el circuito esta en capacidad de adecuar una señal cardiaca muy pequeña, aislarla, filtrarla y digitalizarla para su posterior visualización. Por otro lado el circuito esta capacitado para servir como fuente análoga de señales cardiacas, aplicable a proyectos de tratamiento de estas señales.

Al terminar el diseño físico del prototipo se procedió a realizar pruebas físicas, en donde se comprobó la valides del conocimiento adquirido. Las pruebas dieron como resultado una similitud impresionante entre la teoría, la simulación y la practica, y de esta forma hace a este proyecto la base o pilar para nuevas investigaciones en el área de la electrocardiografía. Cabe destacar que el diseño tiene una flexibilidad en cuanto a su utilidad, pudiendo ser utilizad con fines académicos e investigativos dentro del entorno de la universidad, al servicio de estudiantes y maestros que quieran implementar cualquier proyecto utilizando cualquiera de la gama F de PIC de MICROCHIP o cualquier otro tipo de dispositivo como lo son lo DSP'S.

Con base a las técnicas y conocimientos desarrollados en esta investigación, es posible continuar la investigación implementando este sistema en montaje superficial, que aunque sea mucho más costoso permite tener un diseño portátil; el uso de dispositivos inalámbricos para las conexión de los electrodos, y el estudio y detección de anomalías cardiacas como las arritmias, investigaciones que resultan sumamente sencillas al tener el avance presente. En la figura 39 se puede apreciar un esquema lo que seria un prototipo portátil ECG con conexiones inalámbricas.

Figura 39. Prototipo mejorado



BIBLIOGRAFIA

Trap J.. "Notas de Clase Instrumentación Biomédica". Universidad de los Andes Bogota D.C.

Carr J.. Introduction to Biomedical Equipment Technology"

Webster, J.G. "Medical Instrumentation Application and Design". 3 edición.. John & sonn inc. 1998. s./.: Rice University, 1999

Rangayyan, R.M.. "Biomedical Signal Analysis ". s./.: university of Calgary, 1999.

Arthur C. Guyton and Jhon E. Hall. "Tratado de Fisiología Médica". Interamericana • McGraw-Hill
1998. s./.: University of Mississippi, 1997

B. F. Womack, "The analysis of respiratory sinus arrhythmia using spectral analysis and digital filtering," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*

O. Rompelman, J. B. I. M. Snijders, and C. J. Van Spronsen, "The measurement of heart rate variability with the help of a personal computer," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29.1982.

131 J. M. Richardson, V. K. Murthy, and L. J. Haywood, "Effect of random frequency modulation on ECG power spectra," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-26, 1979.

W. Craelius, V. K. H. Chen, M. Restivo, and N. El-Sherif, "Rhythm analysis of arterial blood pressure," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*

R. I. Kitney, T. Fulton, A. H. McDonald, and D. A. Linkens, "Transient interactions between blood pressure, respiration and heart rate in man," *J. Biomed. Eng.*, vol. 7, 1985.

W. Einthoven, G. Fahr, and A. de Waart, "On the direction and manifest size of the variations of potential in the human heart and on the influence of the position of the heart on the form of the electrocardiogram," *Pfluger's Arch. f. d. ges. Physiol.*, vol. 150, pp. 275-315, 1913. English translation by H. E. Hoff and P. Sekelj, *Amer. HeartJ.*, vol. 40, 1950.

I. Ruttkay-Nedeckf, "Effects of respiration and heart position on the cardiac electric field," in *The Theoretical Basis of Electrocardiography*, C. V. Nelson and D. B. Geselowitz, Eds. Oxford: Clarendon Press, 1976.

F. W. Beswick and R. C. Jordan, "Effect of expiratory and inspiratory breath-holding on the lead-field spatial vectorcardiogram," *Amer. HeartJ.*, vol. 62, 1961.

http://www.e-mergencia.com/html/historia_ecg/

http://www.medspain.com/curso_ekg/cursoekg_indice.htm