



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE LA MIXTECA

**ELECTROCARDIOGRAMA PARA PRUEBAS EN ESFUERZO
BASADO EN INSTRUMENTACIÓN VIRTUAL**

TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERO EN ELECTRÓNICA

PRESENTA:
ARTURO HERNÁNDEZ MÉNDEZ

DIRECTOR DE TESIS:
M.C. JOSÉ ANTONIO MORENO ESPINOSA

HUAJUAPAN DE LEÓN, OAXACA. OCTUBRE DE 2003

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de manera muy especial a mis padres Olga Méndez Leyva y Alberto Hernández Chávez, por el gran apoyo, comprensión y ánimo que me proporcionaron para su culminación, además de formar parte de mi motivo para seguir adelante.

A mis hermanos Alberto, Gasania, Yasmín y Clavelina que me apoyaron siempre, mención especial a mi padre y a mi hermano Alberto, los cuales me apoyaron mientras estudiaba.

AGRADECIMIENTOS

Primero agradezco a Dios por haberme permitido llevar a cabo mi anhelada carrera. En seguida a mis padres que me apoyaron en el sentido moral y económico.

Agradezco también a los profesores que me permitieron el uso del laboratorio y material necesario para la realización de esta tesis. Reconozco también el apoyo técnico y moral que me proporcionaron profesores, amigos y compañeros, en especial al director de tesis que dirigió la realización de este trabajo.

Se agradece el apoyo brindado por el programa PIFI 2001-41-FO-02, ya que mediante éste se adquirieron tarjetas de adquisición de datos y el software necesario en el desarrollo de este trabajo de tesis.

Índice

Índice de figuras	iii
Índice de tablas	vii
Resumen	viii
1. Introducción	1
1.1. Justificación	2
1.1. Objetivo de la tesis	2
1.2. Estructura de la tesis	3
2. Marco conceptual de la tesis	4
2.1. Electrocardiógrafo	4
2.1.1. Electrocardiógrafo para pruebas en reposo	5
2.1.2. Electrocardiógrafo para pruebas en esfuerzo	6
2.2. Lectura y análisis de las señales cardiacas	7
2.2.1. Rangos de las señales cardiacas	7
2.2.2. Ubicación de los electrodos	7
2.2.3. Derivaciones bipolares y unipolares cardiacas	9
2.2.4. Parámetros fundamentales en las señales cardiacas	11
2.3. Esquema interno del Electrocardiógrafo	12
2.3.1. Etapa de amplificación	12
2.3.2. Etapa de filtrado	12
2.3.3. Etapa de despliegue de datos	12
2.4. Características generales de los electrocardiógrafos en el mercado	13
2.5. Amplificadores	14
2.6. Adquisición de datos	15
2.7. Procesamiento digital de señales	15
2.7.1. Filtros digitales	15
2.8. Instrumentación virtual	20
3. Diseño y construcción del sistema	21

3.1. Planteamiento del problema	21
3.2. Desarrollo de Epesiv	21
3.2.1. Etapa 1: Electroodos	22
3.2.2. Etapa 2: Amplificación de señales	22
3.2.3. Etapa 3: Adquisición de datos	23
3.2.4. Etapa 4: Procesamiento digital de señales	24
3.2.5. Etapa 5: Presentación de señales y datos obtenidos	40
4. Análisis de Resultados	44
4.1. Observaciones	44
4.2. Resultados en la etapa de electroodos	44
4.3. Resultados en la etapa de amplificación	45
4.4. Resultados en el procesamiento digital de señales	45
4.5. Presentación de señales y datos obtenidos	51
5. Conclusiones y perspectivas	53
5.1. Conclusiones	53
5.2. Perspectivas	54
Bibliografía	55
Glosario	57
A. Manual de usuario de Epesiv	59
A.1. Conexión del módulo de amplificación	59
A.2. Requerimientos mínimos del sistema	62
A.3 Ventanas de interfaz del programa	62
A.3.1. Menú inicial	62
A.3.2. Pantalla principal	63
A.3.3. Ventana de obtención de datos personales del paciente	64
A.3.4. Ventana para guardar un archivo	67
A.3.5. Ventana de mediciones	67
A.4. Uso del programa	67
A.4.1. Visualización y medición de las señales cardiacas de manera simultánea	67
A.4.2. Visualización de señales aislando el pulso cardiaco	68
A.4.3. Almacenar datos en un archivo	69
A.4.4. Lectura de señales grabadas	69
B. Circuito y dimensiones de cable y amplificador	70
C. Hojas de datos del amplificador de instrumentación AD620	72

Índice de figuras

Figura 2.1. Sistema de conducción cardiaco.	5
Figura 2.2. Diagrama a bloques general de un electrocardiógrafo.	5
Figura 2.3. Sistema propuesto por National Instruments.	6
Figura 2.4. Electrocardiógrafo estático que imprime las señales en una tira de papel graduado de la firma HeartMirror 3D.	6
Figura 2.5. Electrocardiógrafo para pruebas en esfuerzo de la firma OXFORD Instruments.	7
Figura 2.6. Colocación de los electrodos en las extremidades inferiores y superiores del cuerpo.	8
Figura 2.7. Ubicación de los electrodos en la región pectoral y la parte lateral del abdomen.	8
Figura 2.8. Ubicación de los electrodos correspondientes al plano horizontal.	9
Figura 2.9. Triangulo de Eindhoven el cual indica cómo se leen las derivaciones bipolares.	9
Figura 2.10. Obtención de las Derivaciones Bipolares cardiacas.	10
Figura 2.11. Obtención de las derivaciones unipolares.	11
Figura 2.12. Parámetros de interés en las señales cardiacas.	11
Figura 2.13. Electrocardiógrafo que despliega las señales en pantalla y en papel de la firma Cardio Com.	12
Figura 2.14. Visualización de las señales de forma simultánea.	13
Figura 2.15. Visualización de los pulsos cardiacos de manera aislada e individual.	13
Figura 2.16. Amplificador de instrumentación.	14
Figura 2.17. Forma directa I del sistema descrito por la ecuación 2.11.	16
Figura 2.18. Señal de entrada X_n (a) en el tiempo y (b) en el dominio de la frecuencia.	17
Figura 2.19. Diseño del filtro FIR.	18
Figura 2.20. Valores de entrada para la función FIR Windowed Filter.Vi usada en LabView para implementar un filtro de tipo FIR.	19
Figura 2.21. Diseño de un filtro de tipo IIR que cumple con las características deseadas.	19
Figura 2.22. Valores de entrada para la función Butterworth Filter.Vi usada en LabView para implementar un filtro de tipo IIR.	19
Figura 2.23. Señal obtenida por el filtro de tipo FIR, (a) señal en el dominio del tiempo y (b) señal en el dominio de la frecuencia.	20
Figura 2.23. Señal que se obtiene del filtro de tipo IIR, (a) señal en el dominio del tiempo y (b) señal en el dominio de la frecuencia.	20

Figura 3.1. Diagrama a bloques del desarrollo del sistema.	21
Figura 3.2. Función de los pines del AD620.	22
Figura 3.3. Esquema del amplificador con referencias individuales variables y capacitores en la primera etapa de cada canal.	23
Figura 3.4. Diagrama a bloques del procesamiento digital de señales.	25
Figura 3.5. Respuesta en frecuencia y en fase del filtro Chebyshev II de la etapa 2, (a) respuesta en magnitud, (b) respuesta en fase	26
Figura 3.6. Efecto del filtro en las señales de entrada, (a) señal de entrada, (b) señal de salida.	27
Figura 3.7. Respuesta en frecuencia y fase del filtro usado en la etapa 4.3, (a) respuesta en magnitud, (b) respuesta en fase.	27
Figura 3.8. Efecto del filtro aplicado en la etapa tres, (a) señal de entrada (b) señal de salida.	27
Figura 3.9. Consecuencias del filtrado lineal a la señal de entrada, (a) Exceso de filtrado en el límite inferior de frecuencia, (b) Exceso de filtrado en el límite superior de frecuencia.	28
Figura 3.10. Diagrama a bloques de la técnica especial de procesamiento para el filtrado de las señales cardiacas.	30
Figura 3.11. Señal FFA.	31
Figura 3.12. Señal MFFA.	31
Figura 3.13. Señal PA.	31
Figura 3.14. Diagrama a bloques del programa realizado en etapa 4.4.1.	32
Figura 3.15. Espectro de potencia de la señal MFFA.	32
Figura 3.16. Sobre posición entre las señales.	33
Figura 2.17. Efecto del filtro diseñado para etapa 4.4.2.	33
Figura 2.18. Respuesta de los filtros usados en la etapa 4.4.2.	33
Figura 3.19. Ubicación del rango propuesto y salida de la función In Range and Coerce.VI, con el convertidor Boolean To (0,1).VI, aplicado a PA.	34
Figura 3.20. Comparativa de las tres señales cardiacas para observar el inicio y fin del complejo QRS.	35
Figura 3.21. Explicación gráfica del programa de detección del complejo QRS.	35
Figura 3.22. Diagrama de flujo correspondiente al algoritmo de búsqueda de complejo QRS.	36
Figura 3.23. Diagrama a bloques del programa usado en la etapa 4.4.5.	37
Figura 3.24. Respuesta en amplitud y fase de los filtros usados en esta etapa.	37
Figura 3.25. Efecto del filtro aplicado a la señal NA.	38
Figura 3.26. (a) Señal FNA, (b) Señal QRSA, (c) Señal CA = FNA + QRSA, (d) Señal DA = CA + FMFFA.	38
Figura 3.27. Señal F comparada con la señal ADA.	40
Figura 3.28. Diagrama de flujo para el cálculo de la frecuencia cardiaca y el intervalo RR.	41

Figura 3.29. Despliegue en la esquina superior derecha en la pantalla principal del intervalo RR y de los pulsos por minuto.	41
Figura 3.30. Visualización de tres derivaciones simultáneamente (en este caso se trata de señales bipolares).	42
Figura 3.31. Diagrama de flujo que localiza el pulso cardiaco aislado del resto de la señal.	42
Figura 3.32. Despliegue de un pulso cardiaco únicamente (en este caso es la derivación I).	43
Figura 3.33. Visualización opcional para mediciones, en este caso es un pulso de la derivación I.	43
Figura 4.1. Comparativa entre (a) señales tomadas en las extremidades y (b) señales tomadas en la región pectoral y parte baja abdominal. Ambas del canal 0.	45
Figura 4.2. Ruido de baja frecuencia presente en una de las señales de entrada (canal 0).	46
Figura 4.3. Espectro de potencia de la señal de entrada al sistema (canal 0).	46
Figura 4.4. Espectro de potencia al final de la etapa 2 para el canal 0.	46
Figura 4.5. Espectro de potencia a la salida de la etapa 3 del canal 0.	47
Figura 4.6. Potencia en la etapa final del electrocardiógrafo diseñado (canal 0).	47
Figura 4.7. Derivación I. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, abajo: ECG obtenido.	48
Figura 4.8. Derivación II. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, bajo: ECG obtenido.	48
Figura 4.9. Derivación III. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial abajo: ECG obtenido.	49
Figura 4.10. Derivación aVR. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, abajo: ECG obtenido.	49
Figura 4.11. Derivación aVL. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, abajo: ECG obtenido.	50
Figura 4.12. Derivación aVF. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, abajo: ECG obtenido.	50
Figura A.1. Conexiones del cable de enlace y alimentación lado PC y fuente.	59
Figura A.2. Conexión del cable de enlace y alimentación con el módulo amplificador.	60
Figura A.3. Conexión de los cables con electrodos al cuerpo del paciente.	60
Figura A.4. Módulo amplificador y los cables de electrodos.	61
Figura A.5. Electrodo y módulo de amplificación comparado con el ratón de la PC.	61
Figura A.6. Funcionamiento del sistema.	62
Figura A.7. Ventana de menú inicial.	63
Figura A.8. Opciones de la pantalla principal.	63
Figura A.9. Ventana de la Portada.	64
Figura A.10. Ventana de Señales simultáneas.	65
Figura A.11. Ventana de Señales Individuales.	65
Figura A.12. Ventana de Señal leída.	66
Figura A.13. Ventana de Datos personales.	66
Figura A.14. Ventana de obtención de datos personales.	66

Figura A.15. Ventana para guardar un archivo.	67
Figura A.16. Ventana de Mediciones.	68
Figura B.1. Diseño de la placa de circuito impreso.	70
Figura B.2. Dimensiones del módulo amplificador.	71
Figura B.3. Dimensiones de los cables.	71

Índice de tablas

Tabla 2.1. Características comunes entre electrocardiógrafos comerciales.	13
Tabla 3.1. Conexión de las salidas del amplificador en la tarjeta interfaz para adquirir los datos.	24
Tabla 3.2. Distribución de los datos en el arreglo bidimensional a la salida en la función <i>AIRead.VI</i> .	25
Tabla 4.1. Características de algunos electrocardiógrafos comerciales con respecto a Epesiv.	52

Resumen

El trabajo que se presenta en este documento hace uso del procesamiento digital de señales aunado con la instrumentación virtual, para el diseño y elaboración de un sistema de uso práctico. En este caso se trata de un electrocardiógrafo para pruebas en esfuerzo.

La etapa que hace diferentes a los electrocardiógrafos en esfuerzo de los electrocardiógrafos en reposo es la de procesamiento de señales. La etapa de procesamiento de señales empleada en el diseño descrito en esta tesis, basa su funcionamiento en la técnica de identificación y eliminación temporal del complejo QRS basándose en la observación de que las señales cardíacas no son homogéneas en cuanto a las frecuencias que la componen ya que cuentan con un grupo de frecuencias bajas correspondientes a las ondas P y T y un grupo de frecuencias más altas correspondientes al complejo QRS. La técnica mencionada tiene como objetivo dividir cada señal cardíaca de entrada en dos señales con mayor homogeneidad en cuanto a su composición de frecuencias, de las cuales una de ellas corresponde a las frecuencias más altas (complejo QRS y ruido de alta frecuencia) y la otra señal corresponde a la señal de frecuencias más bajas (onda P, onda T y ruido de baja frecuencia). Al lograr dicha homogeneidad en las señales cardíacas es posible aplicar filtros, sin afectar la forma de las señales.

El trabajo presentado en esta tesis propone un método viable para el filtrado de señales cardíacas obtenidas de pruebas en esfuerzo, abriendo de esta manera una línea de investigación relacionada con instrumental médico de este tipo.

1. Introducción

En el ámbito de la medicina, resulta muy importante contar con el apoyo de instrumentos especializados para el rastreo de padecimientos difíciles de detectar de otra manera, incluso puede haber anomalías que no son detectables por ningún otro medio más que por un instrumento electrónico.

El electrocardiógrafo es uno de los instrumentos médicos más usados e indispensables. Los electrocardiógrafos se encargan de obtener y registrar las señales eléctricas propias del corazón humano, las cuales están formadas primordialmente por bajas frecuencias (0.1 a 150 Hz), por esta razón no se requieren frecuencias de muestreo muy grandes para representarlas adecuadamente. Sin embargo estos instrumentos deben contar con determinadas normas de funcionamiento y un procesamiento de señales especial¹.

Existen dos tipos de electrocardiógrafos, los de pruebas en reposo y los que soportan esfuerzo físico durante las lecturas. En caso de contar con un paciente que se encuentra realizando determinado esfuerzo físico, aunque exista una etapa de filtrado convencional propia de los electrocardiógrafos para pruebas estáticas, la señal obtenida contará con ruido elevado, de tal forma que no permitirá analizar las señales cardíacas de manera correcta.

A pesar del desarrollo tecnológico, dicho instrumento es en términos generales, costoso, debido a que la mayoría son de importación; por lo anterior es importante impulsar líneas de investigación en este sentido.

En la investigación de tipos de electrocardiógrafos en el mercado y específicamente de manufactura mexicana, sólo se encontró información sobre una empresa llamada “Laboratorio de Investigaciones Biomédicas (LIB)”, donde la elaboración de este tipo de instrumentación está a cargo de un grupo especializado en ingeniería biomédica. Existen proyectos relacionados con este tipo de instrumentación médica en algunas universidades, tal es el caso de la Universidad Autónoma Metropolitana (UAM), donde se realizó un electrocardiógrafo para los atletas mexicanos, motivado por el alto costo de este tipo de instrumentos en el mercado, que oscilaba entre los 20 y 26 mil dólares (precios en 1999) [URL2]. Los investigadores que trabajaron en el proyecto anterior usaron dispositivos analógicos y/o herramientas digitales que están disponibles en el mercado, para aprovechar de esta manera el avance tecnológico.

Una opción tentativa para filtrar las señales cardíacas es identificar el rango de frecuencias del ruido contenido en dichas señales y eliminarlo mediante la aplicación de filtros ajustados a las frecuencias deseadas, desafortunadamente esta opción no es una tarea sencilla ya que las señales

¹ Normas IEC-60601-2-51 [URL1].

emanadas por el corazón humano, son de forma irregular en cuanto a frecuencias que las componen y al aplicar los filtros es probable que se deformen. Cuando se observa un electrocardiograma se puede notar que las señales impresas cuentan con un pico característico, de inmediato se pueden sugerir frecuencias elevadas formando dicho pico con respecto al resto de la señal, en términos médicos a este pico se le conoce como complejo QRS. Este cambio brusco en la señal resulta ser un problema para el filtrado de la misma, tomando en cuenta que se debe conservar su forma original, por lo que es indispensable el uso de técnicas especiales de procesamiento.

1.1. Justificación

El presente trabajo propone una aplicación más para el procesamiento digital de señales apoyado con el uso de una tarjeta de adquisición de datos, todo esto acorde con la tendencia digital actual. El electrocardiógrafo para pruebas en esfuerzo diseñado en esta tesis, emplea en su etapa de filtrado una técnica de procesamiento acorde con las características cambiantes de las señales cardíacas obtenidas en una prueba en esfuerzo, dicha técnica aporta un método factible a seguir para el filtrado adecuado de dichas señales, abriendo líneas de investigación en cuanto a filtrado parcial de señales y procesamiento de señales cardíacas.

1.2. Objetivo de la tesis

Este trabajo propone como objetivo principal el diseño y elaboración de un electrocardiógrafo basado en instrumentación virtual (Epesiv), el cual debe ser capaz de realizar el monitoreo cardíaco a pesar de esfuerzo físico por parte del paciente, con las siguientes características:

- Obtención de 6 canales básicos (I, II, III, aVR, aVL y aVF).
- Visualización de señales en forma simultánea (3 señales por pantalla).
- Visualización del pulso cardíaco aislado del resto de la señal.
- Resistencia al esfuerzo físico.
- Grabación de señales en un archivo para un posterior análisis.
- Respetar el ancho de banda usado en los electrocardiógrafos comerciales (0.1 Hz a 150 Hz).

Para el alcance del objetivo mencionado se requiere del cumplimiento de los siguientes objetivos específicos:

- Diseñar un sistema de adquisición, el cual tiene la finalidad de captar las señales eléctricas propias del corazón y amplificarlas de tal forma que puedan ser registradas por una tarjeta de adquisición de datos, la cual convertirá las señales analógicas en señales digitales para ser procesadas por una computadora.
- Diseñar y programar la etapa de procesamiento digital de las señales, en donde se debe eliminar el ruido conservando la forma original y escala correcta de las señales cardíacas.
- Diseñar y programar una interfaz de usuario destinada a la visualización de las señales cardíacas y datos obtenidos durante el procesamiento.
- Comparación de las señales cardíacas obtenidas con señales obtenidas por electrocardiógrafos comerciales. Dado que los electrocardiogramas no se obtienen al mismo tiempo es necesario basarse en parámetros que permanecen de alguna manera “constantes”, al mismo tiempo que un médico calificado dé un diagnóstico con los resultados obtenidos.

1.3. Estructura de la tesis

Es importante señalar que para una mejor comprensión de lo expuesto en el presente documento, es necesario contar con conocimientos relacionados con programación en lenguaje LabView.

El presente documento se encuentra distribuido de la forma que se describe a continuación:

En el capítulo 2 se presenta una recopilación teórica relacionada en primer lugar con el electrocardiógrafo, describiendo su historia, uso, aplicación, funcionamiento, clasificación y características de los que existen actualmente en el mercado. En segundo lugar toca el tema de los amplificadores de instrumentación, siguiendo con una breve descripción de la tarjeta de adquisición de datos usada en esta tesis. Finalmente se da información relacionada con características y diseño de filtros digitales.

El capítulo 3 plantea el diseño final del Epsiv y se describe cada una de las etapas que lo componen. En seguida, en el capítulo 4, se analizan los resultados obtenidos de acuerdo a los objetivos planteados, posteriormente, en el capítulo 5, se expresan las conclusiones obtenidas y algunas perspectivas del sistema.

Al final se indican las referencias bibliográficas del trabajo presentado y anexos relacionados con el manual de usuario para el programa diseñado, características técnicas del amplificador de instrumentación usado, circuito impreso del amplificador diseñado junto con sus dimensiones y cables empleados.

2. Marco conceptual de la tesis

Las bases teóricas necesarias para emprender el desarrollo del sistema Epresiv es de tres tipos, en primer lugar se relaciona con la anatomía e instrumentación médica, en seguida plantea aspectos relacionados con electrónica y finalmente se refiere a procesamiento digital de señales e instrumentación virtual. En este capítulo se recopila información importante relacionada con los tres ámbitos antes mencionados.

2.1. Electrocardiógrafo

El electrocardiógrafo es un instrumento médico, capaz de obtener un registro gráfico de la actividad eléctrica existente en el miocardio humano [10]. Etimológicamente, electrocardiógrafo, se deriva de las raíces griegas *electrón-u* electrón, *cardia-as* corazón y *grafe-es* gráfico. La representación de las señales cardiacas puede ser de diversos tipos que van desde variaciones de posición de una aguja hasta una imagen en papel o monitor.

Esta manera de analizar el funcionamiento cardiaco tiene sus inicios hacia finales del siglo XIX, en ese entonces dicho análisis se basaba en el uso de un electrómetro capilar, dicho instrumento de medición era conectado a la piel mediante conductores elaborados principalmente de oro, contaba con una fina aguja debidamente aislada colocada dentro de una caja metálica, la aguja se encontraba apoyada de tal forma que podía girar libremente sobre una escala definida cuando existía una diferencia de potencial, la aguja era atraída por las paredes de la caja metálica indicando un valor marcado en un semicírculo graduado en mili-voltios [10].

Pero no fue hasta principios del siglo XX cuando el médico holandés Willem Einthoven desarrolló el galvanómetro de cuerda o alambre, impulsando de esta manera el desarrollo de la electrocardiografía. El electrocardiógrafo consistía de un galvanómetro, un sistema de amplificación y otro de registro. Un galvanómetro producía un movimiento o desviación de una aguja conectada a una bobina que se encontraba sometida a la acción de un campo magnético, dicha desviación se produce cuando circula una corriente eléctrica por la bobina, el movimiento producido depende de la intensidad de la corriente aplicada [10].

Cada contracción del corazón está controlada por señales eléctricas, las cuales tienen su origen en el nódulo sinusal de la aurícula derecha, propagándose posteriormente por los ventrículos a través del nodo aurículoventricular y un conjunto de fibras neuromusculares conocido como haz de His [URL3]. Las partes del corazón que intervienen en esta actividad eléctrica cardiaca son mostradas en la figura 2.1.

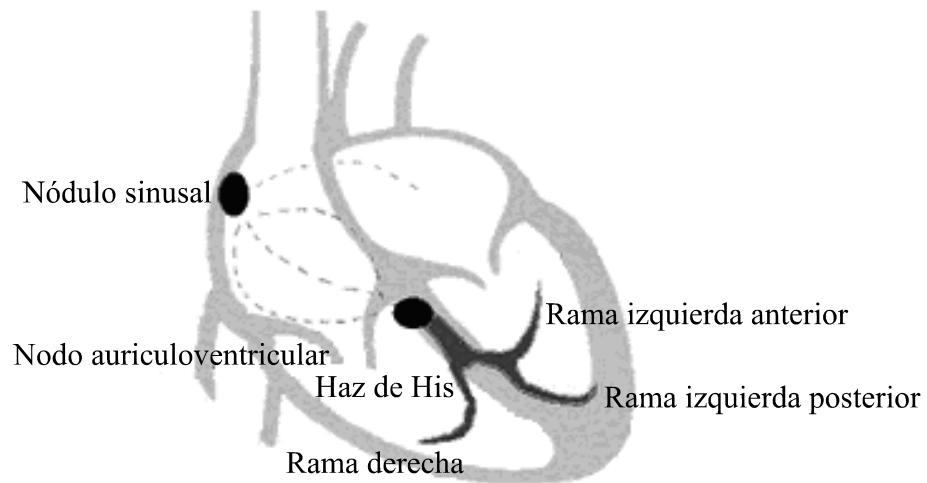


Figura 2.1. Sistema de conducción cardíaco [URL3].

Para obtener las señales cardíacas se colocan electrodos en partes estratégicas del cuerpo, los cuales transmiten las señales eléctricas que se propagan a través de los tejidos corporales desde el corazón. Tras amplificar y procesar dichas señales se puede obtener un registro de las mismas llamado electrocardiograma (ECG). El electrocardiograma es extremadamente útil para el diagnóstico y control de las arritmias cardíacas, de la angina de pecho y del infarto agudo de miocardio [1]. En el mercado se pueden encontrar electrocardiógrafos para pruebas en reposo o estáticas y electrocardiógrafos para pruebas en esfuerzo o dinámicas.

A grandes rasgos un electrocardiógrafo está conformado internamente por el diagrama a bloques mostrado por la figura 2.2. En donde la señal cardíaca ingresa por los electrodos, se amplifica, se filtra y finalmente se presenta al usuario los datos obtenidos.

Una realización del diagrama a bloques mostrado en la figura 2.2 es el sistema propuesto por National Instruments, el software usado en éste sistema se denomina BioBench, dicho sistema es mostrado en la figura 2.3. Utiliza una tarjeta de adquisición de datos (DAQ) de la misma firma.

2.1.1. Electrocardiógrafo para pruebas en reposo

Es un electrocardiógrafo que tiene la particularidad de que sólo se puede usar para tomar las lecturas cardíacas cuando el paciente se encuentra en reposo. Este instrumento no soporta el ruido generado por las señales eléctricas propias de los músculos del cuerpo humano cuando se encuentra efectuando esfuerzo, este tipo de interferencia no puede ser eliminada. A pesar de la inmovilidad física, existen señales eléctricas que circulan por el cuerpo y que sí son eliminadas por el electrocardiógrafo para pruebas estáticas. Cuando una persona se encuentra de pie sin moverse, los músculos están siendo alimentados con señales eléctricas, dichas señales eléctricas se propagan a través del tejido de la piel y son registradas por el electrocardiógrafo para pruebas en reposo, afectando en gran manera las señales cardíacas mostradas, al grado de no ser aptas para establecer un diagnóstico [4].

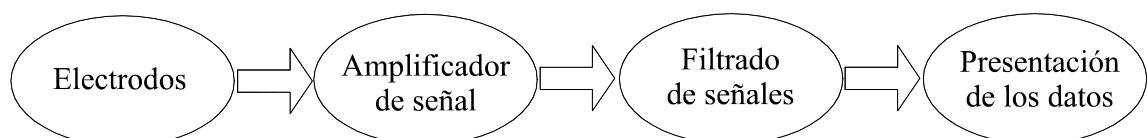


Figura 2.2. Diagrama a bloques general de un electrocardiógrafo.

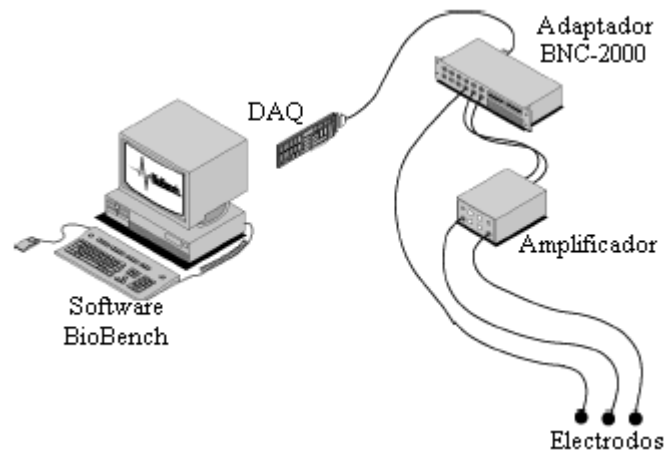


Figura 2.3. Sistema propuesto por National Instruments [URL4].

La no resistencia al ruido corporal depende principalmente de la etapa de filtrado, en donde sólo se contemplan interferencias bajas, generadas por una persona cuando se encuentra relajada e inmóvil, se considera también el ruido generado por la circuitería interna del electrocardiógrafo y la interferencia que el cuerpo capta del medio en donde está situado, como por ejemplo el campo electromagnético generado por la línea de corriente alterna [4]. La figura 2.4 muestra un ejemplo de electrocardiógrafo para pruebas en reposo.

2.1.2 Electrocardiógrafo para pruebas en esfuerzo

Este tipo de electrocardiógrafo obtiene lecturas de la actividad eléctrica cardíaca de una persona, pero a diferencia del electrocardiógrafo estático, en este caso sí se permite obtener tales lecturas mientras el paciente se encuentra realizando algún tipo de esfuerzo físico, es decir, este tipo de instrumentación cuenta con un sistema especial de filtrado que elimina de manera aceptable el ruido corporal intenso, para lograrlo se recurre a herramientas analógicas o digitales. De cualquier manera eliminar este tipo de ruido es una tarea compleja, lo cual encarece aun más este tipo de instrumentación [4]. Un ejemplo de electrocardiógrafo para pruebas en esfuerzo se muestra en la figura 2.5.

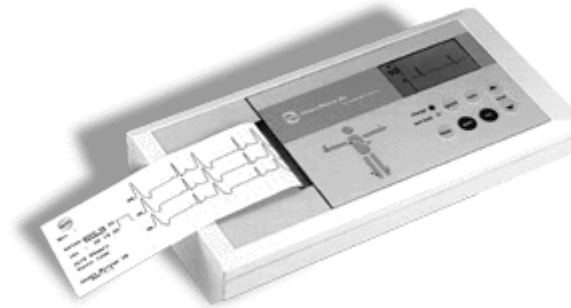


Figura 2.4. Electrocardiógrafo estático que imprime las señales en una tira de papel graduado de la firma HeartMirror 3D [URL5].



Figura 2.5. Electrocardiógrafo para pruebas en esfuerzo de la firma OXFORD Instruments [URL5].

2.2. Lectura y análisis de las señales cardiacas

Para obtener señales electrocardiográficas es necesario analizar las características eléctricas de las señales cardiacas, el tipo de electrodos a usar y su colocación en el cuerpo del paciente dependiendo del tipo de pruebas (en reposo o en esfuerzo). Para el análisis de las señales del corazón es indispensable comprender los dos tipos de derivaciones cardiacas (bipolares y unipolares) además de su obtención con base en las señales provenientes de los electrodos.

2.2.1. Rangos de las señales cardiacas

Las señales cardiacas están compuestas primordialmente de bajas frecuencias, cuyo valor varía desde 0.1 Hz hasta 150 Hz aproximadamente (de acuerdo al rango de los electrocardiógrafos comerciales). La amplitud de las señales emanadas por el corazón son del orden de los 5mV, además la impedancia corporal es de unos 500Ω aproximadamente [2].

2.2.2. Ubicación de los electrodos

Los electrodos son dispositivos que conectan las señales eléctricas que viajan por la superficie de la piel con cables para su registro. Existen 3 tipos de electrodos:

- Microelectrodos.
- Superficie de piel.
- De aguja.

Los electrodos son fabricados de un material inerte, es decir, que no cambie sus propiedades, por ejemplo: platino, oro, plata [URL6].

Un electrocardiograma consta de 3 derivaciones bipolares en el plano frontal del corazón, 3 derivaciones unipolares del mismo plano y 6 derivaciones en el plano transversal. Para cada tipo de derivación se requiere colocar los electrodos en lugares específicos [5].

Para la obtención de derivaciones bipolares o unipolares, existen dos lugares adecuados. Uno de ellos es en las extremidades inferiores y superiores del cuerpo, como se muestra en la figura 2.6, otra colocación de los electrodos es en la región pectoral y parte lateral del abdomen, como se muestra en la figura 2.7.

Los médicos suelen colocar los electrodos en las extremidades como en la figura 2.6 para la realización de pruebas estáticas, pero en caso de electrocardiogramas para pruebas en esfuerzo, se recomienda colocar los electrodos como lo muestra la figura 2.7, ya que debido al movimiento más pronunciado en las extremidades, los electrodos suelen desprenderse.

Para las derivaciones del plano horizontal, los electrodos deben ubicarse en los lugares mostrados por la figura 2.8.

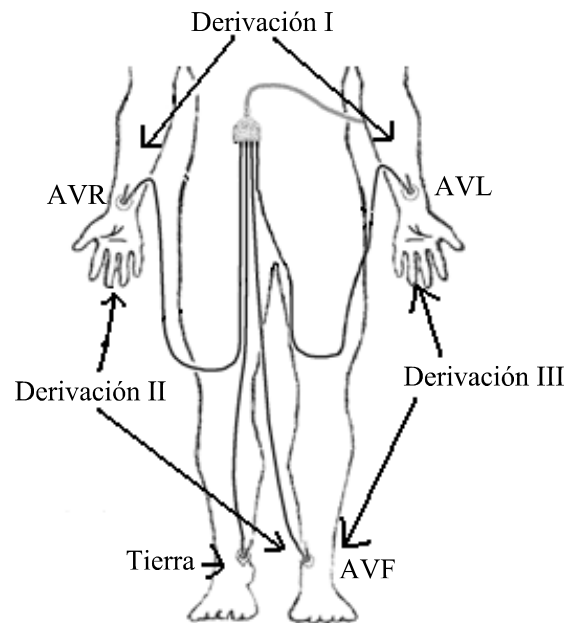


Figura 2.6. Colocación de los electrodos en las extremidades inferiores y superiores del cuerpo [URL7].

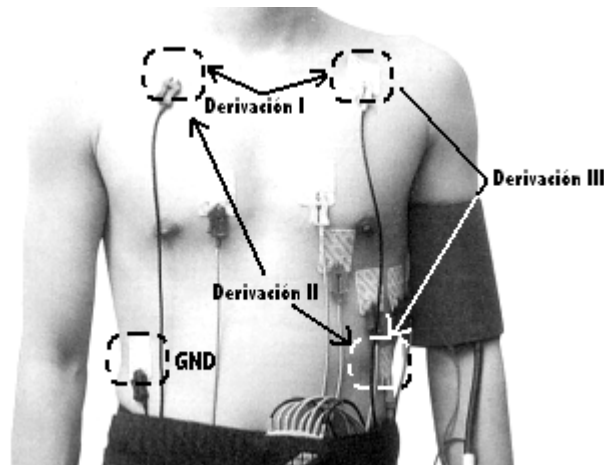


Figura 2.7. Ubicación de los electrodos en la región pectoral y la parte lateral del abdomen [URL7].

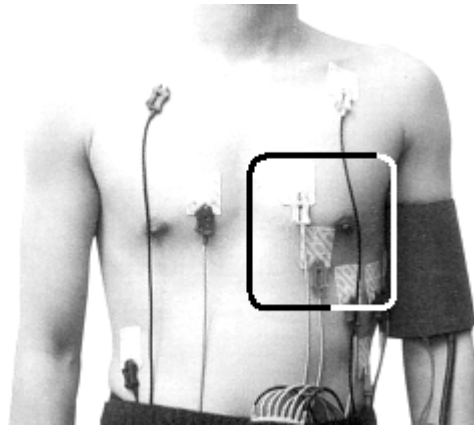


Figura 2.8. Ubicación de los electrodos correspondientes al plano horizontal [URL7].

2.2.3. Derivaciones bipolares y unipolares cardiacas

Las derivaciones cardiacas no son más que formas de ver el corazón desde un punto de vista eléctrico, en otras palabras, es ver el corazón en diferentes ángulos en un espacio de tres dimensiones. Esto es comprensible, ya que los movimientos del corazón en cada palpitación no son iguales en toda su superficie.

Para obtener las lecturas cardiacas se trazan mapas de referencia, que ilustran las direcciones en donde se obtienen las lecturas de interés para las personas que interpretan los electrocardiogramas. Un ejemplo es el esquema ilustrado en la figura 2.9, el cual corresponde al plano frontal.

2.2.3.1. Derivaciones bipolares

En la figura 2.11, se muestra como se obtienen las derivaciones bipolares o también conocidas como lecturas de Einthoven. La salida de estas derivaciones mide el potencial eléctrico de un electrodo comparado con el potencial eléctrico de otro electrodo.

Estas tres derivaciones informan sobre la actividad eléctrica de la cara frontal del corazón. Los electrodos en el brazo derecho, brazo izquierdo y pie izquierdo, son electrodos activos. El electrodo en la pierna derecha es la referencia con tierra y elimina el potencial muscular indeseado causado por la respiración y la contracción abdominal, entre otros [URL8].

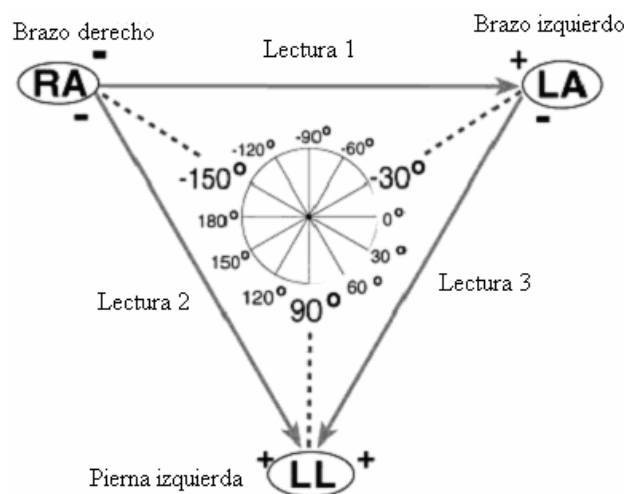


Figura 2.9. Triangulo de Einthoven el cual indica cómo se leen las derivaciones bipolares.

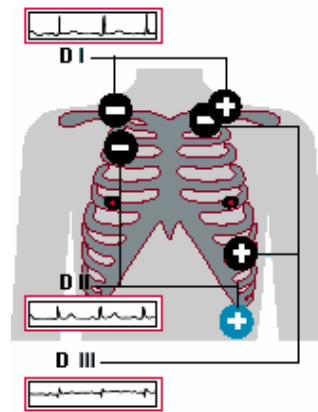


Figura 2.10. Obtención de las Derivaciones Bipolares cardíacas [URL8].

2.2.3.2. Derivaciones unipolares

Las derivaciones unipolares se obtienen como se muestra en la figura 2.11. Estas derivaciones también analizan el corazón en su parte frontal. La lectura llamada aVR es normal al corazón y aparece negativa. La señal aVL es el potencial que cruza la superficie anterior del ventrículo izquierdo, donde la actividad eléctrica viaja primero hacia el electrodo positivo, esto quiere decir que se mueve hacia la superficie inferior del ventrículo izquierdo del corazón, esto provoca un carácter bifásico del complejo QRS. La señal aVF se ve como la actividad eléctrica que viaja hacia el electrodo positivo, es por eso que se trata de un trazo positivo predominantemente.

Es posible obtener las señales unipolares a partir de las señales bipolares según las siguientes ecuaciones.

$$DI = AVL - AVR \quad (2.1)$$

$$DII = AVF - AVR \quad (2.2)$$

$$DIII = AVF - AVL \quad (2.3)$$

Para la obtención de una señal unipolar se toma como referencia la unión de las otras dos señales unipolares. Expresado matemáticamente es:

$$aVR = AVR \quad \text{sólo si } AVF + AVL = 0. \quad (2.4)$$

$$aVL = AVL \quad \text{sólo si } AVR + AVF = 0. \quad (2.5)$$

$$aVF = AVF \quad \text{sólo si } AVR + AVL = 0. \quad (2.6)$$

La obtención de las derivaciones unipolares es de una a la vez, ya que la condición para una derivación no es la misma para las otras dos. A partir de las ecuaciones 2.1, 2.2 y 2.3 se obtienen las siguientes ecuaciones [URL8].

$$aVR = \frac{-(DI + DII)}{2} \quad (2.7)$$

$$aVL = \frac{DI - DIII}{2} \quad (2.8)$$

$$aVF = \frac{DII + DIII}{2} \quad (2.9)$$

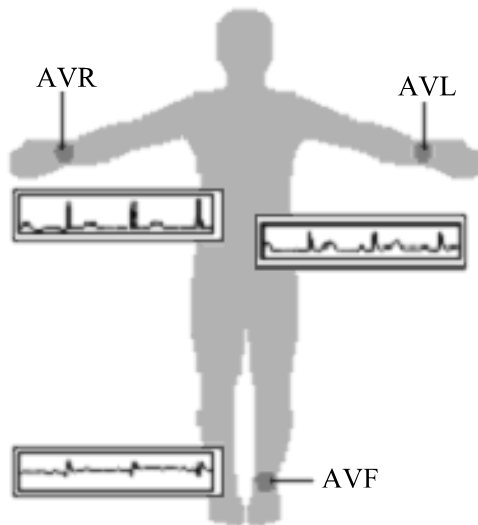


Figura 2.11. Obtención de las derivaciones unipolares [URL8].

2.2.4. Parámetros fundamentales en las señales cardiacas

Las señales cardiacas cuentan con ciertas características y parámetros que son de interés para el análisis de las mismas, dichos parámetros se muestran en la figura 2.12.

La forma general del pulso cardiaco consta principalmente de tres partes, en primer y último lugar se encuentran dos ondas compuestas esencialmente de bajas frecuencias, se denominan onda P y onda T respectivamente, en el centro de éstas ondas se encuentra el llamado complejo QRS, esta parte de la señal se forma por componentes de frecuencia más altos que los de la onda P y T, esto quiere decir que este complejo tiene la forma de un pico de corta duración con respecto a las ondas que lo acompañan. El intervalo PR es la duración de la onda P, el intervalo QRS es la duración del complejo QRS, y el intervalo QT es la duración del complejo QRS más la duración de la onda T. Dado los parámetros anteriores, se puede tener en cuenta que es muy importante mantener la forma original de la señal, es decir, sin deformaciones que puedan llevar a obtener mediciones erróneas de dichos parámetros [6].

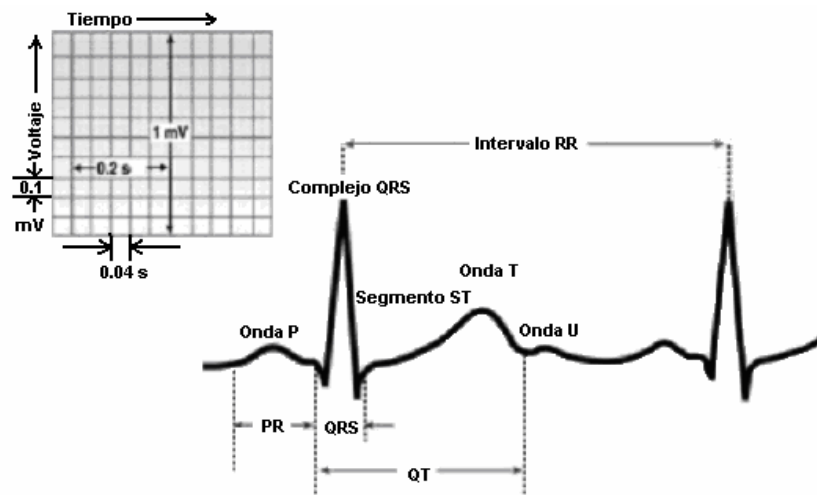


Figura 2.12. Parámetros de interés en las señales cardiacas.

2.3. Esquema interno del electrocardiógrafo

Generalmente los electrocardiógrafos cuentan con tres etapas importantes: Etapa de amplificación, etapa de filtrado y la etapa de despliegue de datos. A continuación se describen en forma general las etapas mencionadas.

2.3.1. Etapa de amplificación

Las señales cardiacas cuentan con una amplitud sumamente baja (alrededor de 5mV), por lo que es necesario el uso de amplificadores especiales. En este caso para que un amplificador cumpla con las características necesarias para funcionar satisfactoriamente debe ser del tipo denominado amplificador de instrumentación de bajo ruido [9].

2.3.2. Etapa de filtrado

Se trata de la etapa más crítica del instrumento, ya que de ella depende la interpretación adecuada de las señales cardiacas. En esta etapa se aplican diferentes formas especializadas de filtrado, los filtros pueden estar enfocados al procesamiento analógico o digital. Los más eficientes son los electrocardiógrafos digitales en donde algunos cuentan con un dispositivo denominado DSP (Digital Signal Processor). También se utilizan filtros adaptables, los cuales varían sus parámetros automáticamente de acuerdo a las condiciones de la señal de entrada, ésto sin tener conocimiento a priori de ésta o del ruido que pueda contener, con lo cual se aumenta la eficiencia del filtrado ante una señal con características cambiantes [9].

2.3.3. Etapa de despliegue de datos

Existen básicamente dos tipos de despliegue de datos:

- Despliegue de datos mediante la impresión de los mismos en una tira de papel cuadriculado a escala, como lo muestra la figura 2.13.
- Visualización de la señal en una pantalla, mostrando la señal que se desplaza de izquierda a derecha del monitor (ver figura 2.14), y/o mostrando solamente el tramo de interés de la señal cardiaca, conformado por el inicio de la onda P hasta donde finaliza la onda U como lo muestra la figura 2.15.



Figura 2.13. Electrocardiógrafo que despliega las señales en pantalla y en papel de la firma Cardio Com [URL9].

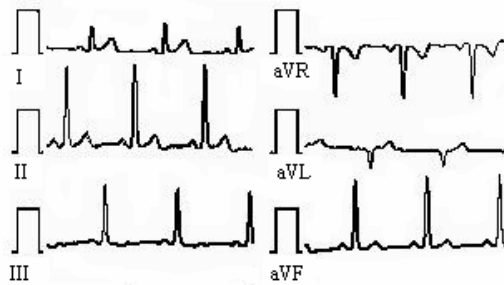


Figura 2.14. Visualización de las señales de forma simultánea.



Figura 2.15. Visualización de los pulsos cardiacos de manera aislada e individual.

2.4. Características generales de los electrocardiógrafos en el mercado

A continuación se presentan características de algunos electrocardiógrafos comerciales.

Tabla 2.1. Características comunes entre electrocardiógrafos comerciales.

Marca y Modelo	Uso	No. de canales	Resolución (bits)	Ancho de banda	Presentación de datos	Análisis	Frecuencia de muestreo	Costo
Nihon Kodon Cardiofax VECG-9320	En esfuerzo	12	8	-	Solo los pulsos cardiacos y de forma simultánea	Analizador relativo de señales	-	\$12,995.00 US + IVA y gastos de envío
Cardio Com CC12D	En reposo	12	8	0.5-100 Hz	De manera simultánea con frecuencia de barrido de 0.25 seg.	Intervalo RR y frecuencia cardiaca	250 muestras por segundo	\$245.50 US + IVA y gastos de envío.
OXFORD Instruments ECG-X2	En esfuerzo	12	8	-	De manera simultánea en tiempo real	Intervalo RR y frecuencia cardiaca	-	\$13,995.00 US + IVA y gastos de envío

En la tabla 2.1 se presentan algunas de las características más importantes y homogéneas entre electrocardiógrafos, para poder compararlos entre sí.

2.5. Amplificadores

Dadas las características de las señales que se quieren amplificar, es necesario el uso de amplificadores de instrumentación. Dichos amplificadores están diseñados con varios amplificadores operacionales y resistencias de precisión, que hacen que el circuito sea estable y útil cuando es importante la exactitud. Los amplificadores de instrumentación se basan en un diseño denominado *amplificador diferencial básico*. El amplificador de instrumentación incrementa el voltaje de manera diferencial, la diferencia con un amplificador normal es que los amplificadores de instrumentación cuentan con impedancias de entrada del orden de giga-ohms lo cual permite amplificar señales de amplitud muy baja [3].

Cuentan con tres amplificadores operacionales y siete resistencias como se muestra en la figura 2.16. Para simplificar el análisis del circuito, se observa que este amplificador en realidad se hace conectando un amplificador aislado a un amplificador diferencial básico. El amplificador operacional A_3 y sus cuatro resistencias iguales R forman un amplificador diferencial con una ganancia unitaria. Sólo las resistencias de A_3 tienen que igualarse. La resistencia marcada con R' puede hacerse variable, para balancear eliminando cualquier voltaje en modo común. Sólo una resistencia aR , se usa para establecer la ganancia de acuerdo con la ecuación 2.10.

$$\frac{V_0}{E_1 - E_2} = 1 + \frac{2}{a} \quad (2.10)$$

donde $a = aR/R$.

E_1 se aplica a la entrada (+) y E_2 a la entrada (-). V_0 es proporcional a la diferencia entre los voltajes de entrada. Las características del amplificador de instrumentación se resumen como sigue [3]:

- La ganancia de voltaje, desde la entrada diferencial ($E_1 - E_2$) a la salida de extremo único, se establece con una resistencia.
- La resistencia de entrada de ambas estradas es muy alta y no cambia al variar la ganancia.
- V_0 no depende del voltaje común a E_1 y E_2 (Voltaje en modo común), sólo en su diferencia.

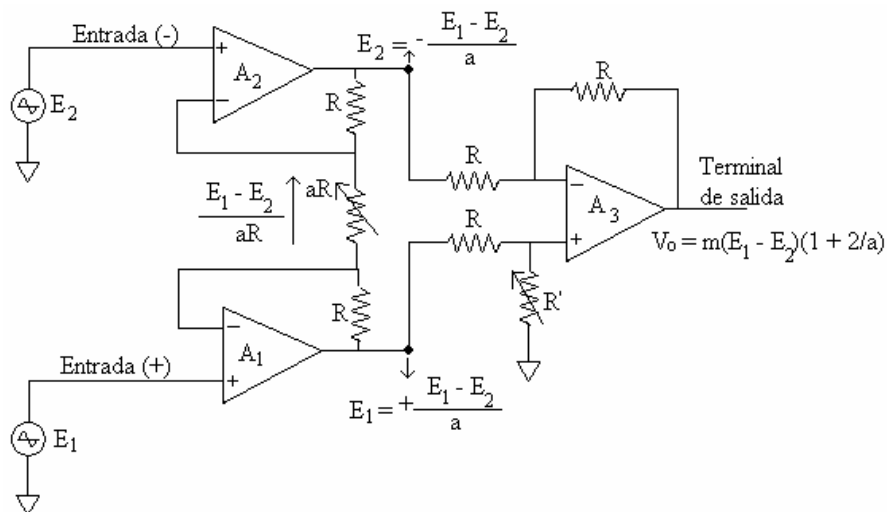


Figura 2.16. Amplificador de instrumentación.

2.6. Adquisición de datos

En éste trabajo se hace uso de la tarjeta de adquisición de datos PCI-6024E de la firma National Instruments, a continuación se describen algunas características propias de esta tarjeta [URL10]:

- Resolución de 12 bits.
- Soporta una frecuencia de muestreo de 200 000 muestras por segundo.
- 16 entradas y 2 salidas analógicas.
- 8 salidas/entradas digitales.
- 2 contadores de 24 bits.
- Compatible con LabView®, Visual Studio® y Visual Basic®.

La tarjeta de adquisición de datos tipo PCI-6024E, cuenta con las características necesarias para el objetivo planteado, ya que se requieren 3 canales de entrada analógicos (la tarjeta PCI-6024E cuenta con 9 canales analógicos de entrada), dada la frecuencia relativamente baja de las señales cardiacas, resulta sobrada la frecuencia de muestreo máxima con que cuenta dicha tarjeta (200 000 muestras/s), ésta tasa de muestreo es muy superior a lo usado por los electrocardiógrafos comerciales, lo que permite obtener una mayor fidelidad en la representación de las señales. Sin embargo, no es la única tarjeta que se puede usar con el sistema a elaborado en este trabajo, ya que existen otras tarjetas de adquisición de datos en el mercado con un desempeño suficiente para obtener resultados similares, ya que son compatibles con el software LabView.

2.7. Procesamiento digital de señales

El procesamiento digital de señales es una tecnología que se relaciona con un inmenso conjunto de disciplinas, entre las que se encuentran las telecomunicaciones, el control, la exploración del espacio, la medicina y la arqueología entre otras.

El procesamiento digital de señales trata de la representación, transformación y manipulación de señales digitales, esto es, un procesado de secuencias numéricas de precisión finita utilizando una computadora digital. A menudo es deseable que estos sistemas funcionen en tiempo real, lo que significa que el sistema en tiempo discreto se implanta de forma que las muestras de salida se calculan a la misma velocidad a la que se muestrea la señal en tiempo continuo en caso de que las muestras correspondan a una señal analógica. Son muchas las aplicaciones que requieren ser procesadas de la misma forma. El tratamiento en tiempo discreto y en tiempo real de señales continuas es práctica común en sistemas de control, comunicaciones, radar, sonar, codificación y reconocimiento de voz y vídeo e ingeniería biomédica entre otras aplicaciones [7].

2.7.1. Filtros digitales

La ecuación de un filtro con coeficientes constantes es:

$$y(n) = -\sum_{k=1}^N a_k y(n-k) + \sum_{k=0}^M b_k x(n-k) \quad (2.11)$$

La ecuación anterior pertenece a una clase de sistemas lineales e invariantes en el tiempo, la cual es causal y físicamente realizable. La figura 2.17 muestra la forma directa I correspondiente a este sistema.

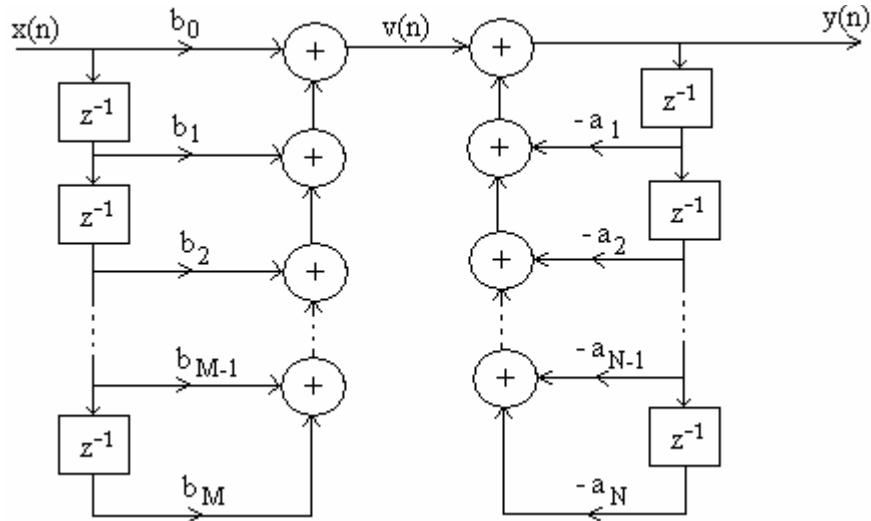


Figura 2.17. Forma directa I del sistema descrito por la ecuación 2.11.

De la ecuación 2.11 se deriva la siguiente respuesta en frecuencia:

$$H(\omega) = \frac{\sum_{K=0}^M b_k e^{-j\omega k}}{1 + \sum_{K=1}^N a_k e^{-j\omega k}} \quad (2.12)$$

Cuando el denominador de la ecuación 2.12 es uno, se dice que se cuenta con un filtro de respuesta al impulso finita (FIR por sus siglas en inglés *Finite Impulse Response*), dicho filtro no cuenta con realimentación. Si se cuenta con coeficientes a_k y b_k diferentes de cero en la ecuación 2.12 se cuenta con un filtro que tienen una respuesta infinita al impulso (IIR por sus siglas en inglés *Infinite Impulse Response*) los cuales si son realimentados. Los filtros FIR se caracterizan por su linealidad en fase, mientras que los filtros IIR por lo general no son lineales en fase, pero cuentan con mayor selectividad en banda de rechazo respecto a los de tipo FIR del mismo orden. Los filtros FIR se emplean en problemas de filtrado donde se requiera forzosamente una fase lineal dentro de la banda de paso del filtro, si éste no es el caso se pueden usar filtros IIR. Sin embargo, un filtro IIR tiene lóbulos laterales menores en la banda de rechazo que un filtro FIR del mismo orden. Por esta razón, si se puede tolerar alguna distorsión en fase, es preferible usar filtros IIR, debido a que éste involucra menos parámetros, requiere menos memoria y tiene menor complejidad computacional [8]. El diseño de los filtros requiere de las siguientes etapas:

- 1) Especificaciones de las propiedades deseadas del sistema,
- 2) Aproximaciones de las especificaciones mediante un sistema causal en tiempo discreto y
- 3) La realización del sistema.

La primera etapa es altamente dependiente de la aplicación, mientras que la tercera depende de la tecnología utilizada para la implantación. En términos prácticos, el filtro deseado se realiza utilizando cómputo digital y se puede emplear para una señal que proviene de tiempo continuo seguido por una conversión analógico-digital [8].

Para diseñar filtros digitales deben especificarse las características deseadas del filtro en el dominio de la frecuencia siendo éstas magnitud y fase. La elección del tipo de filtro depende de la aplicación.

Básicamente hay dos métodos matemáticos para el diseño de filtros FIR. El primero trata de definir la respuesta en frecuencia del filtro para luego determinar los coeficientes del filtro mediante la transformada inversa de Fourier; mientras que la segunda estrategia utiliza métodos de optimización capaz de ir modificando los coeficientes del filtro para aproximarlos a la respuesta en frecuencia deseada.

El método tradicional de diseño de filtros IIR en tiempo discreto se basa en la transformación de un filtro analógico en un filtro digital que cumpla las especificaciones preestablecidas. Esta solución es razonable por varios motivos [8]:

- El arte del diseño de filtros IIR analógicos está muy avanzado, y como se pueden obtener resultados útiles, es ventajoso utilizar los procedimientos de diseño que ya se han desarrollado para los filtros en tiempo continuo.
- Muchos métodos útiles de diseño de filtros IIR en tiempo continuo dan como resultado fórmulas de diseño simples en forma cerrada. Por tanto, los métodos de filtros IIR digitales que se basan en esas fórmulas estándar de diseño de filtros IIR continuos son fáciles de realizar.

A continuación se presenta la forma en que se diseña un filtro en LabView y al mismo tiempo se compara un filtro de tipo FIR y uno de tipo IIR, considerando el siguiente caso:

- Se cuenta con una señal digital (X_n) que contiene tres componentes de frecuencia (60 Hz, 100 Hz y 150 Hz) muestreada a 1000 Hz (F_s), dicha señal se muestra en la figura 2.19.
- Para el diseño del filtro se requiere una frecuencia de corte inferior (F_l) de 80 Hz y una frecuencia de corte superior (F_h) de 125 Hz.
- El filtro deberá atenuar la señal 60 dB a los 70 Hz y 130 Hz como requerimientos mínimos.

De entrada se puede corroborar que la señal ha sido muestreada respetando el teorema de Nyquist, ya que con F_s se pueden tener frecuencias de hasta 500 Hz. La señal de entrada descrita anteriormente se muestra en la figura 2.18.

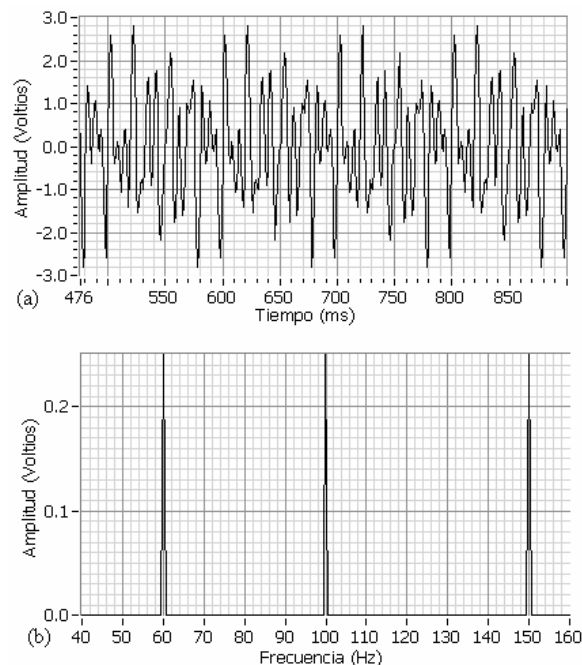


Figura 2.18. Señal de entrada X_n (a) en el tiempo y (b) en el dominio de la frecuencia.

En primer lugar se diseña un filtro de tipo FIR como el mostrado en la figura 2.19. Para diseñar este filtro se hace uso de una función de LabView llamada *FIR Windowed Filter.Vi* la cual requiere los valores de entrada mostrados en la figura 2.20 dichos valores se colocan de acuerdo al filtro deseado, en este caso se trata de los valores mostrados en la figura 2.19.

Como se puede observar en la figura 2.19 el filtro de tipo FIR diseñado es de orden 133 para que pueda cumplir con las características requeridas.

En seguida se diseña un filtro con características similares pero de tipo IIR. El diseño de este filtro se muestra en la figura 2.21 y se realiza con ayuda de la función de LabView llamada *Butterworth Filter.VI* la cual requiere los coeficientes mostrados en la figura 2.22, en éste los coeficientes necesarios para las especificaciones requeridas son los que se muestran en la figura 2.21.

Como se puede ver el filtro de tipo IIR requiere de un orden menor para cumplir con las especificaciones deseadas, respecto a uno de tipo FIR, ya que el de tipo IIR requiere un orden de 7 solamente.

Al aplicar el filtro FIR previamente diseñado a la señal mostrada en la figura 2.18, se obtiene la señal mostrada en la figura 2.23, mientras que la señal que se obtiene del filtro de tipo IIR se muestra en la figura 2.24.

Con este ejemplo, se demuestra que un filtro de tipo IIR requiere de un orden menor para una determina respuesta en magnitud con respecto a uno de tipo FIR, lo que puede verse como un menor uso de recursos computacionales. La respuesta en fase del filtro de tipo IIR no es lineal, sin embargo la señal no se deforma considerablemente con respecto a la salida del filtro de tipo FIR.

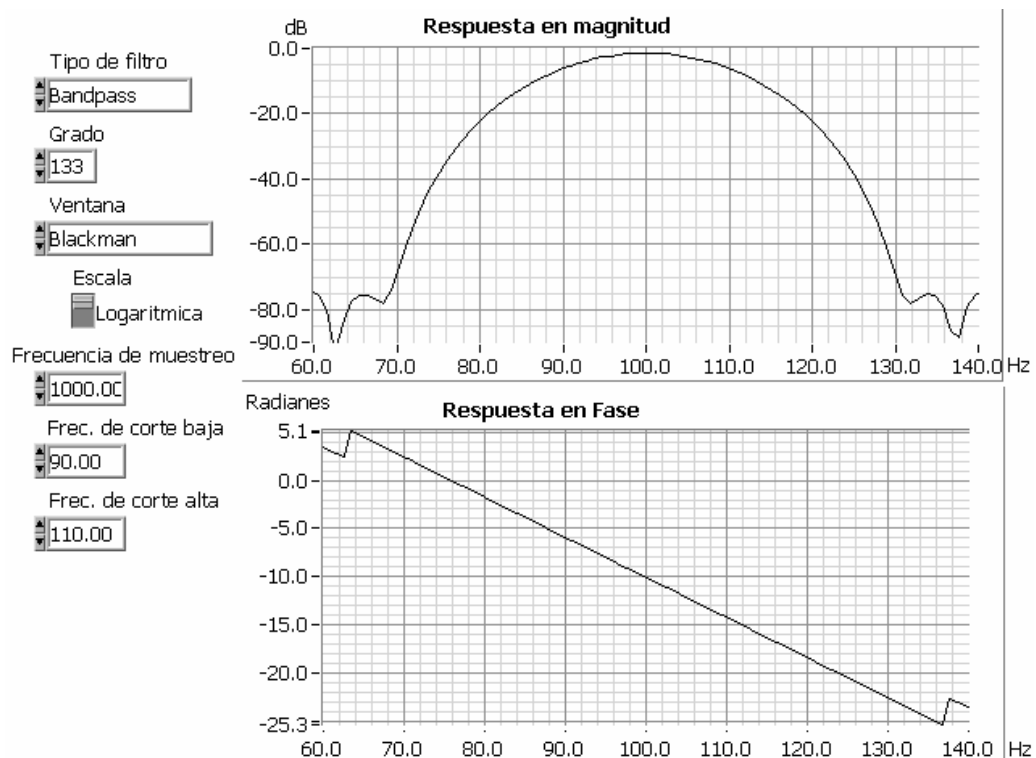


Figura 2.19. Diseño del filtro FIR.

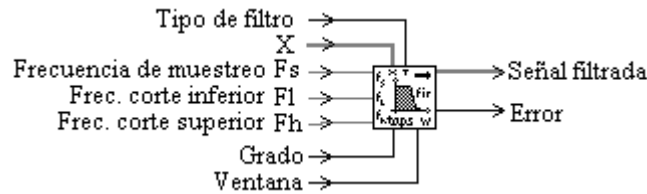


Figura 2.20. Valores de entrada para la función *FIR Windowed Filter.Vi* usada en LabView para implementar un filtro de tipo FIR.

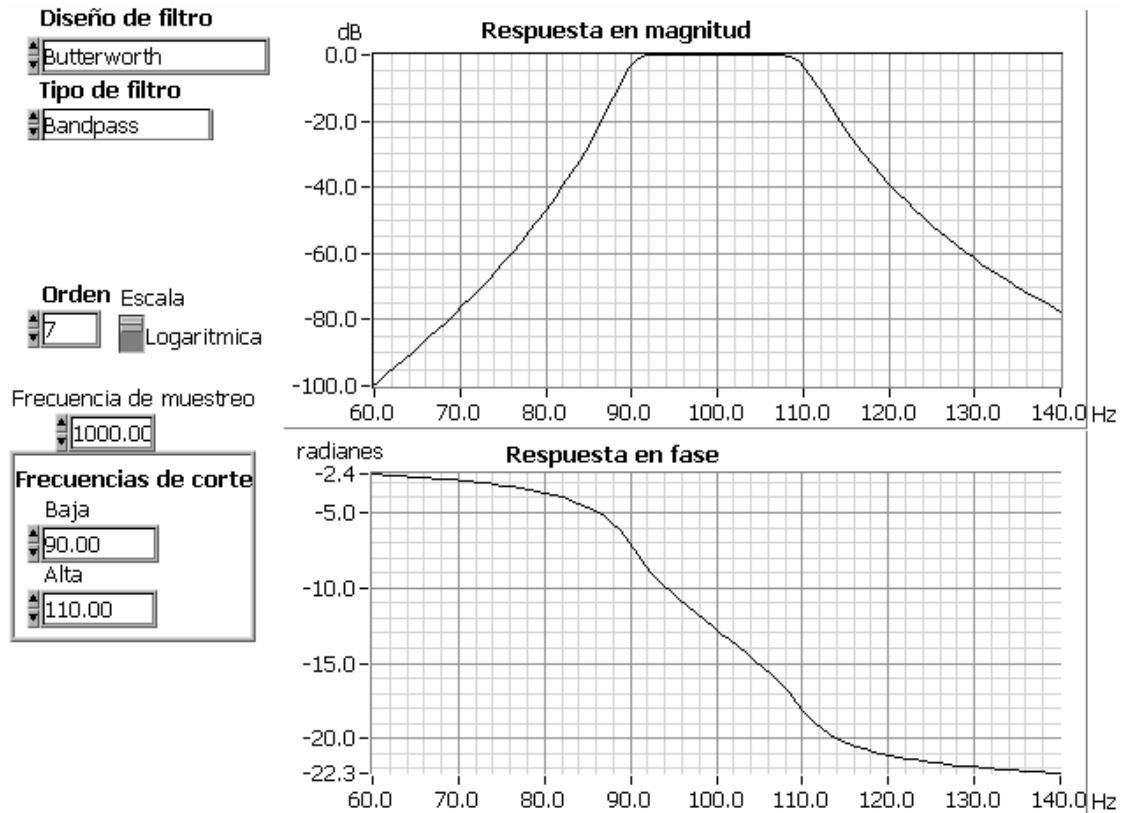


Figura 2.21. Diseño de un filtro de tipo IIR que cumple con las características deseadas.

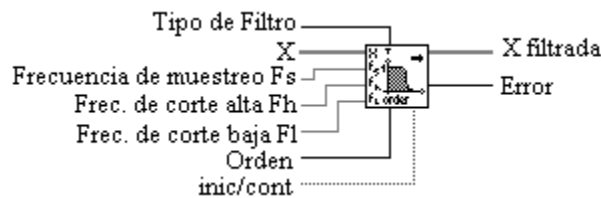


Figura 2.22. Valores de entrada para la función *Butterworth Filter.Vi* usada en LabView para implementar un filtro de tipo IIR.

Como puede verse en la figura 2.23, no se nota alguna deformación de la señal producto del filtro FIR sólo una atenuación de 0.2 V, mientras que en la figura 2.24 correspondiente a la salida del filtro IIR tampoco la deformación es evidente y su atenuación es de 0.05 V la cual es menor a la atenuación producida por el filtro de tipo FIR.

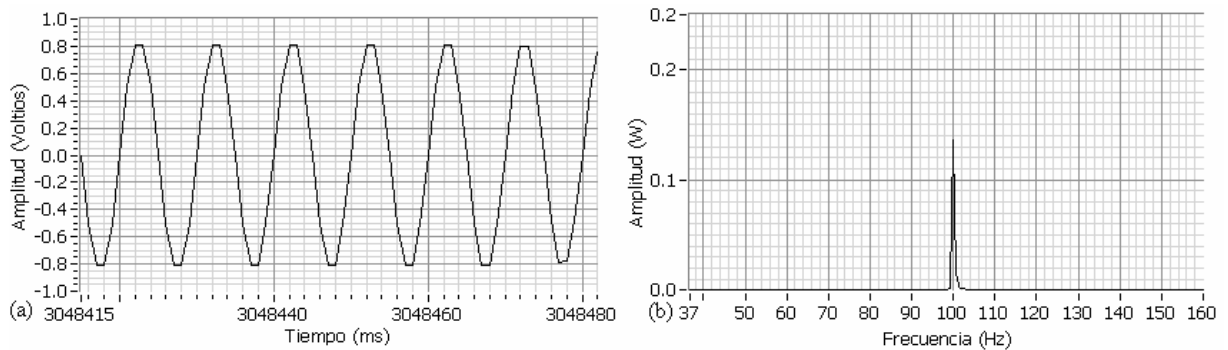


Figura 2.23. Señal obtenida por el filtro de tipo FIR, (a) señal en el dominio del tiempo y (b) señal en el dominio de la frecuencia.

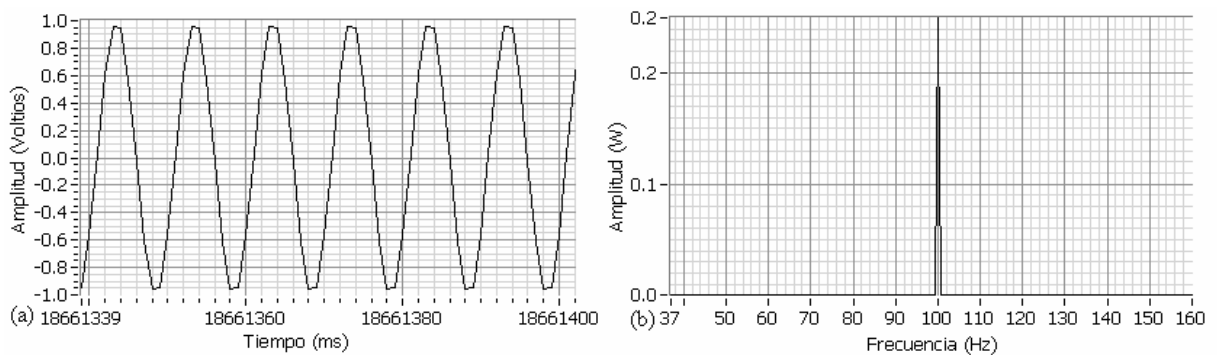


Figura 2.24. Señal que se obtiene del filtro de tipo IIR, (a) señal en el dominio del tiempo y (b) señal en el dominio de la frecuencia.

2.8. Instrumentación virtual

El concepto de instrumentación virtual nace a partir del uso de la computadora personal como "instrumento" de medición de señales como presión, caudal, temperatura, entre otras, es decir, la computadora comienza a ser utilizado para realizar mediciones de fenómenos físicos representados en señales de corriente y/o voltaje.

Sin embargo, el concepto de "instrumentación virtual" va más allá de la simple medición de corriente o voltaje, sino que también involucra el procesamiento, análisis, almacenamiento, distribución y despliegue de los datos e información relacionados con la medición de una o varias señales específicas. Es decir, el instrumento virtual no consta únicamente de la adquisición de la señal, sino que también involucra la interfaz hombre-máquina, las funciones de análisis y procesamiento de señales, las rutinas de almacenamiento de datos y la comunicación con otros equipos.

Por ejemplo, el osciloscopio tradicional tiene una funcionalidad ya pre-definida desde la fábrica donde lo diseñan, producen y ensamblan. Es decir, la funcionalidad de este tipo de instrumento es definida por el fabricante del equipo, y no por el usuario mismo. El término "virtual" nace precisamente a partir del hecho de que cuando se utiliza la computadora como "instrumento" es el usuario mismo quién, a través del software, define su funcionalidad y "aparición" y por ello se dice que "se virtualiza" el instrumento, ya que su funcionalidad puede ser definida una y otra vez por el usuario y no por el fabricante. El instrumento virtual es definido entonces como una capa de software y hardware que se le agrega a una computadora en tal forma que permite a los usuarios interactuar con la computadora como si estuviesen utilizando su propio instrumento electrónico "hecho a la medida" [URL11].

3. Diseño y construcción del sistema

El orden de diseño y elaboración del trabajo presentado en esta tesis se plantea basándose en las etapas que lo componen. De ésta manera, se inicia desde la adquisición de las señales cardiacas por medio de los electrodos, hasta la presentación de las mismas al usuario mediante una interfaz gráfica.

El presente capítulo abarca desde la forma en que se ha planteado el problema, hasta la manera en que se diseña y elabora cada una de las etapas que conforman a Epesiv.

3.1. Planteamiento del problema

Dadas las características y componentes generales de este tipo de instrumentos, el proceso de diseño y elaboración que se empleó, es el siguiente:

- Etapa de electrodos:
- Etapa de Amplificación:
- Etapa de adquisición.
- Etapa de programación (ateniéndose al uso de la tarjeta de adquisición de datos National Instruments modelo PCI-6024E, además del uso del software LabView, el cual es compatible con la tarjeta de adquisición antes mencionada):
- Presentación de resultados.
- Análisis y comparación de los resultados con respecto a los resultados correctos, con ayuda de un médico calificado.

3.2. Desarrollo de Epesiv

En seguida se describe el diseño y elaboración de las diferentes etapas mencionadas en el planteamiento del problema, dichas etapas se presentan a manera de bloques en la figura 3.1.

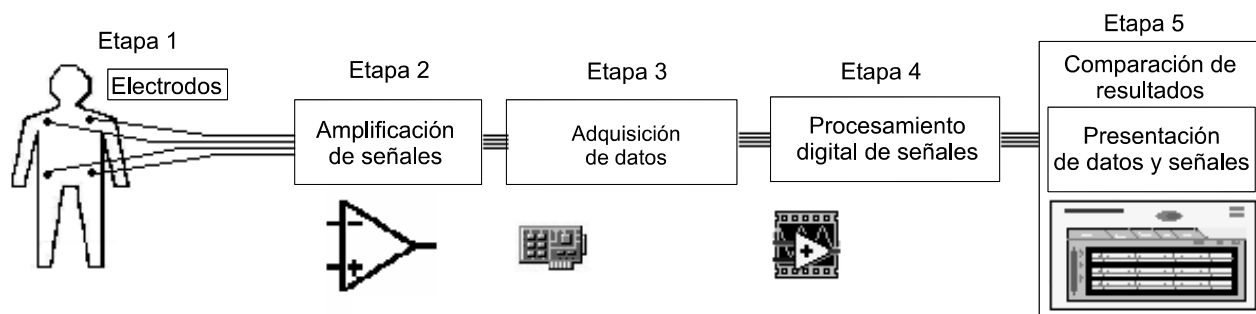


Figura 3.1. Diagrama a bloques del desarrollo del sistema.

3.2.1. Etapa 1: Electrodo

Debido a que el instrumento opera en condiciones de movimiento por parte del paciente, la ubicación de los electrodos debe ser en la región pectoral y parte lateral del abdomen, como se muestra en la figura 2.7.

Los electrodos empleados en este trabajo son de la marca Meditrace y 3M, ambos cuentan con gelatina conductora integrada. Cabe mencionar que es necesario tomar en cuenta su fecha de caducidad, ya que aunque no hayan sido abiertos, éstos se descomponen y ya no son aptos para usarse, debido a que minimizan la señal.

3.2.2. Etapa 2: Amplificación de señales

La señal a amplificar cuenta con una amplitud máxima de 5mV y con una impedancia aproximada de 500 Ω , por lo que se hace necesario el uso de amplificadores de instrumentación. Existen en el mercado gran variedad de este tipo de amplificadores que son además usados en instrumental médico. Tal es el caso del amplificador de instrumentación AD620 de la firma Analog Device mostrado en la figura 3.2, el cual cuenta con las siguientes características:

- Bajo costo.
- Necesita pocos componentes externos para funcionar.
- Ganancia configurable con un resistor externo (factor de ganancia de 1 a 100).
- Amplio rango de alimentación (+ 2.3V a +18V).
- Diseño de alto desempeño, implementado con tres amplificadores operacionales.
- Disponible en encapsulados tipo DIP de 8 pines.
- Bajo consumo de energía (1.3mA máximos de consumo).
- Offset máximo a la entrada 125 μ V.
- Ruido de baja amplitud (0.28 μ V).
- Ancho de banda 120kHz.
- Aplicaciones en electrocardiógrafos e instrumentos médicos, interfaz de transductores, sistemas de adquisición de datos, control en procesos industriales alimentados por baterías y equipo portátil.

El AD620 (ver apéndice C) requiere de muy pocos elementos para funcionar, sin embargo muestra inestabilidad al tratar de amplificar las señales cardiacas en factores mayores a 70, además se requiere de mayor amplitud en dichas señales. Es por eso que es necesario el uso de dos amplificadores AD620 configurados en cascada, en cada canal.

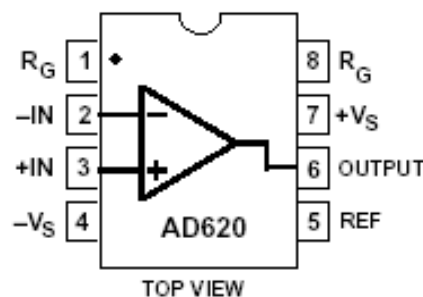


Figura 3.2. Función de los pines del AD620.

Sin embargo este tipo de configuración no toma en cuenta la componente de DC que existe en cada canal, el cual no permite amplificar adecuadamente la señal, por que sale del rango de acción del amplificador. Además es necesario minimizar en lo posible el ruido externo colocando capacitores de $1\mu\text{F}$ a la salida de la primera etapa de amplificación en cada canal, implementando también una referencia variable en la primera etapa de amplificación para compensar el nivel de DC. Dicha referencia es única para cada canal, y es posible que se tenga que variar en ciertas ocasiones. Gracias a esto la señal se puede amplificar hasta 660 veces con el menor ruido posible a la entrada, dicho circuito se muestra en la figura 3.3.

Cabe señalar que es necesario mantener sin puentes las pistas relacionadas con la entrada diferencial de la primera etapa de amplificación de cada canal y también las salidas de cada uno de los amplificadores, esto es para que exista la menor cantidad de ruido y se atenúen lo menos posible las señales de interés.

3.2.3. Etapa 3: Adquisición de datos

Como ya se había mencionado, la tarjeta de adquisición usada es la PCI-6024E. En el conector interfaz de ésta tarjeta se conectan las señales otorgadas por el modulo de amplificación como lo muestra la figura 3.4. Las entradas analógicas 68, 33 y 65 de la tarjeta interfaz son no inversoras, mientras que las entradas 34, 66 y 31 son las inversoras, esto quiere decir que la señal está entrando a la tarjeta de forma diferencial. Cabe señalar que la tierra del circuito se conecta también a la tierra de la tarjeta en la entrada 67.

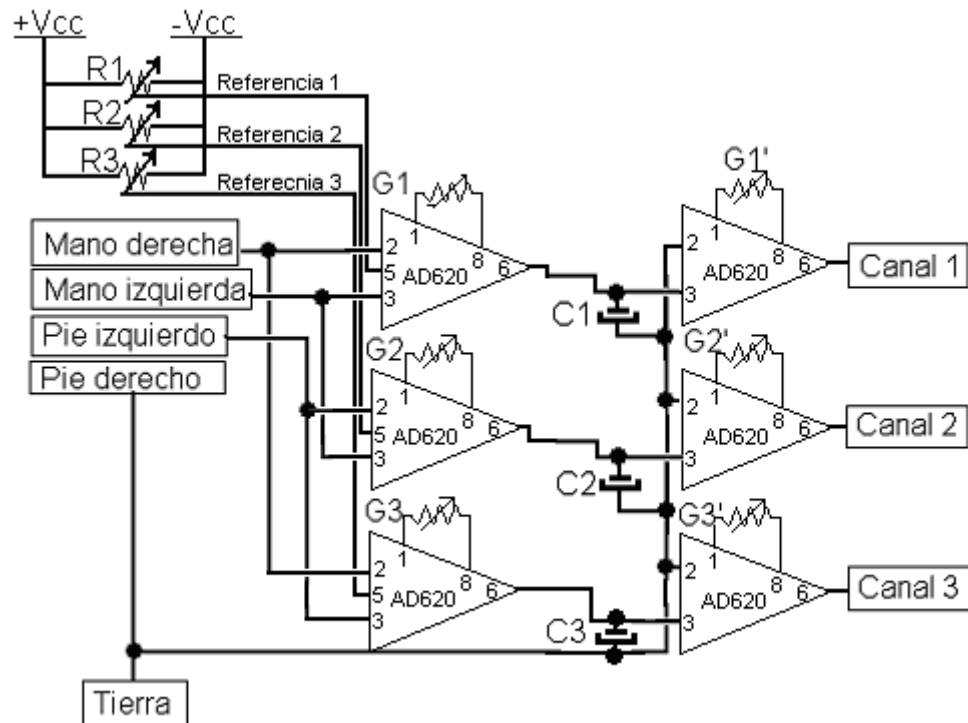


Figura 3.3. Esquema del amplificador con referencias individuales variables y capacitores en la primera etapa de cada canal.

Tabla 3.1. Conexión de las salidas del amplificador en la tarjeta interfaz para adquirir los datos.

Cable interfaz lado tarjeta	No. de entrada en la tarjeta	Tipo de entrada en la tarjeta
Canal 1	68	+
Canal 2	33	+
Canal 3	65	+
	34	-
Tierra	67	GND
	66	-
	31	-

3.2.4. Etapa 4: Procesamiento digital de señales

Dada la exigencia en cuanto a la forma de la señal es necesario diseñar filtros que prácticamente no deformen la señal, el ancho de banda requerido es de 0.1 Hz hasta 150 Hz, ya que se trata de frecuencias que forman parte de la información importante de la señal, que deben mantenerse. El tipo de filtro elegido es IIR de segundo orden, debido a las ventajas antes mencionadas.

Inicialmente se definen las siguientes características generales de programación, para el sistema de procesamiento digital de señales:

- Se trata de tres señales cardiacas bipolares correspondientes en términos médicos a la 1a, 2a y 3a derivación cardiaca, y tres señales unipolares aVR, aVF y aVL que resultan a partir de operaciones realizadas con las señales bipolares anteriores.
- Las señales de entrada amplificadas cuentan con 0.7 V aproximadamente de amplitud.
- Se establece por norma general que la información importante y necesaria de las señales cardiacas se encuentra en el ancho de banda ubicado entre 0.1 Hz y 150 Hz.
- Es importante mantener la forma original de las señales cardiacas.
- El procesado de las señales está programado en lenguaje LabView, ya que éste lenguaje de programación se enfoca precisamente a instrumentación virtual.

La secuencia de actividades empleadas para el diseño y elaboración del programa se describe a continuación.

3.2.4.1. Lectura de la señal

Existen varios tipos de funciones en lenguaje LabView relacionadas con la adquisición de datos, mediante la tarjeta PCI-6024E de National Instruments, sin embargo, se requiere que los datos se adquieran de manera continua, además que la adquisición sea de manera simultánea para los tres canales entrantes. Para efectuar esto, es necesario utilizar los comandos de configuración de entradas analógicas, configuración de la adquisición, lectura de entradas analógicas y cierre de lectura, la configuración de los tres primeros comandos es de la siguiente manera:

- Configuración de tarjeta de adquisición:
 - Dispositivo 1,
 - Canales 0, 1 y 2,
 - Tamaño de pila 6000.

- Configuración de adquisición:
 - Frecuencia de muestreo de 1000 muestras por segundo,
 - Adquisición continua.
- Lectura de señales:
 - Número de muestras por bloque leído de 1500 muestras.

La señal obtenida es un arreglo de dos dimensiones. Los datos aparecen en columnas, donde cada columna contiene los datos de un canal individual. En la primera dimensión seleccionamos una hilera de muestras y con la segunda dimensión seleccionamos el renglón de canales, esta información es de utilidad al momento de extraer el canal deseado de este arreglo obtenido.

Tabla 3.2. Distribución de los datos en el arreglo bidimensional a la salida en la función *AI Read.VI*.

	Canal 0	Canal 1	Canal 2
Muestra 0	Dato (0,0)	Dato (1,0)	Dato (2,0)
Muestra 1	Dato (0,1)	Dato (1,1)	Dato (2,1)
...
Muestra n	Dato (0,n)	Dato (1,n)	Dato (2,n)

Una vez obtenidas las señales y colocadas en un arreglo, lo que sigue es el procesamiento de las mismas, el cual se realiza dentro de un ciclo en donde se encuentra la señal obtenida.

3.2.4.2. Procesamiento digital de las señales obtenidas

El procesamiento diseñado para el filtrado de las señales cardiacas se puede ver a manera de bloques en la figura 3.4, como se puede observar en esta figura existe todo un proceso antes de aplicar la técnica especial de procesamiento, dicho proceso consiste en separar las señales obtenidas por la tarjeta de adquisición, en seguida se realiza un prefiltrado compuesto de dos etapas, la primera se dedica a la eliminación de la interferencia provocada por la línea de alimentación y la segunda tiene como objetivo acotar el ancho de banda deseado para EpeSiv.

Etapa 4.1

Para separar las señales del arreglo obtenido se hace uso de la función llamada *Delete From Array*, la cual entrega la señal deseada quitando el resto de las señales que entran en esta función, dicho arreglo es unidimensional y cuenta con la información del canal indicado en la entrada de la función antes mencionada. El canal 1, 2 y 3 corresponden a las derivaciones cardiacas bipolares I, II, y III respectivamente.

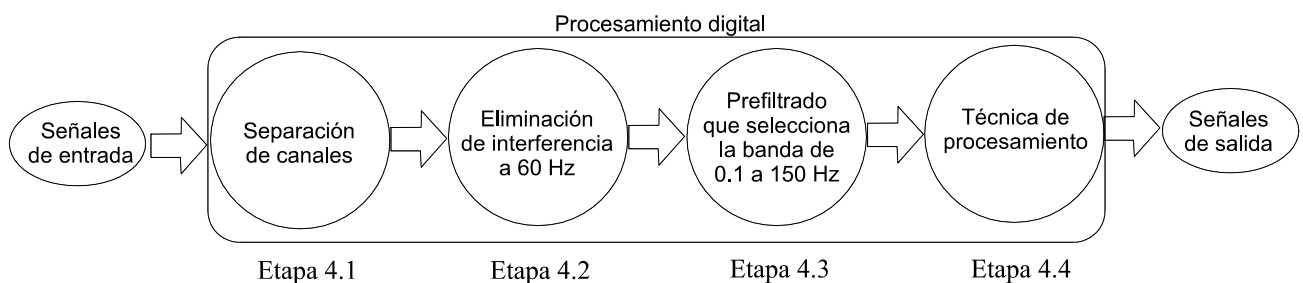


Figura 3.4. Diagrama a bloques del procesamiento digital de señales.

Etapa 4.2

En seguida se realiza el filtrado propiamente dicho de la señal. Las señales cardiacas son muy propensas a tener ruido generado por la línea de alimentación residencial, esto es una consecuencia de que el cuerpo funciona como una antena que percibe los campos electromagnéticos.

El ruido generado por la línea alterna de alimentación se ubica en 60 Hz, por lo que forma parte del ancho de banda ocupado por las señales propias del corazón, razón por la cual, es necesario un filtro lo más selectivo posible, es por ello que se emplea el filtro de tipo IIR con diseño Chebychev II, la ventaja de este filtro, es que cuenta con una banda de transición más corta que su análogo filtro Butterworth. Dado el análisis de las gráficas en fase y amplitud de este filtro se puede decir que cuenta con una selectividad y linealidad aceptable, esto se puede ver en la gráfica mostrada por la figura 3.8. El filtro Chebychev diseñado finalmente cuenta con las siguientes características:

- Segundo orden.
- Rechaza-Banda
- Frecuencia de corte inferior 59 Hz.
- Frecuencia de corte superior de 61 Hz.
- No inicializar valores (modo continuo).

Como se puede ver en las gráficas de la figura 3.5, el filtro cuenta con una selección en frecuencia aceptable, el ancho de banda de rechazo es de 4 Hz, teniendo su punto de máxima atenuación (47 dB) en 60 Hz. En la figura 3.6 se muestra el efecto que tiene este filtro en la señal de entrada.

Etapa 3

Es necesario aplicar hasta donde sea posible filtros a la señal completa, para que con esto se mejore el análisis realizado más adelante. Como se pudo observar las señales cardiacas no se pueden filtrar de manera directa si se quieren tener resultados óptimos, a pesar de esto es necesario eliminar el mayor ruido posible para pasar a la siguiente etapa.

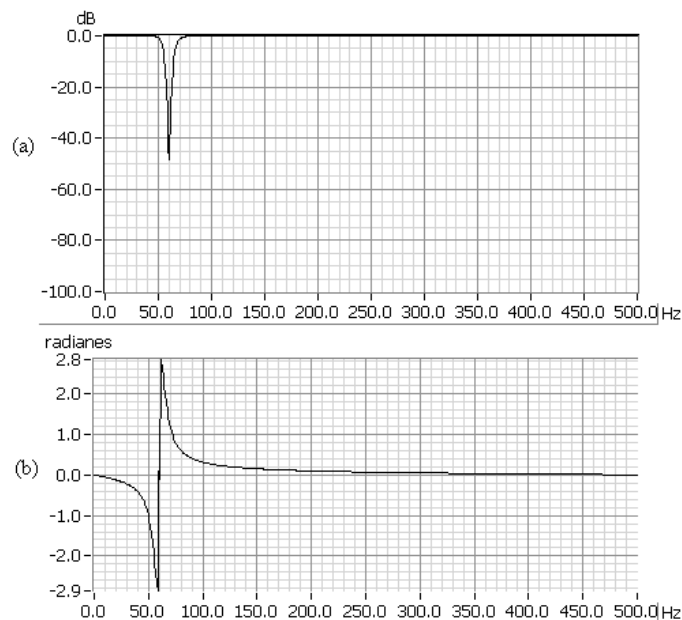


Figura 3.5. Respuesta en frecuencia y en fase del filtro Chebychev II de la etapa 2, (a) respuesta en magnitud, (b) respuesta en fase.

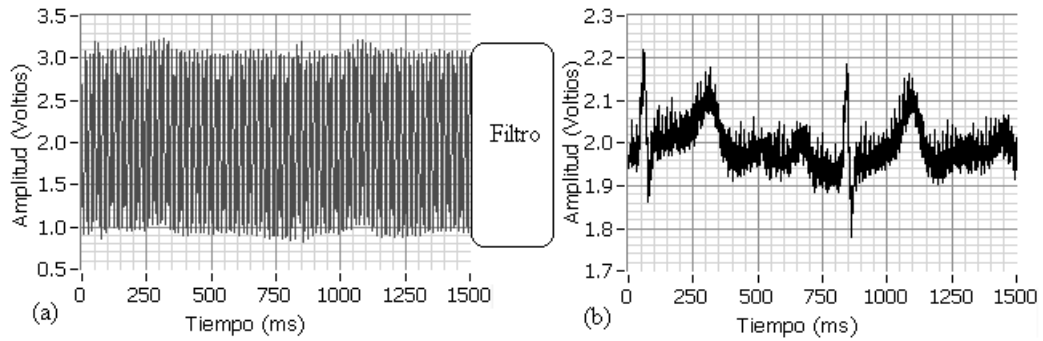


Figura 3.6. Efecto del filtro en las señales de entrada, (a) señal de entrada, (b) señal de salida.

En esta etapa se filtran las señales cardiacas por arriba y abajo de la banda de interés, es decir, se eliminan las componentes de frecuencias halladas por encima de 150 Hz y por debajo de 0.1 Hz. Dicho trabajo es realizado por un filtro pasa-banda de tipo Butterworth de segundo orden, cuyos límites en frecuencia son los antes mencionados. La elección de este tipo de filtro, se basa en su respuesta en frecuencia y fase del mismo, dicha respuesta se muestra en la figura 3.7.

Las características que muestra el filtro Butterworth en sus gráficas de fase y frecuencia demuestran que no afectan al espectro de la señal de interés, ubicado entre 0.1 y 150 Hz. El efecto que tiene dicho filtro sobre las señales de entrada se muestra en la figura 3.8.

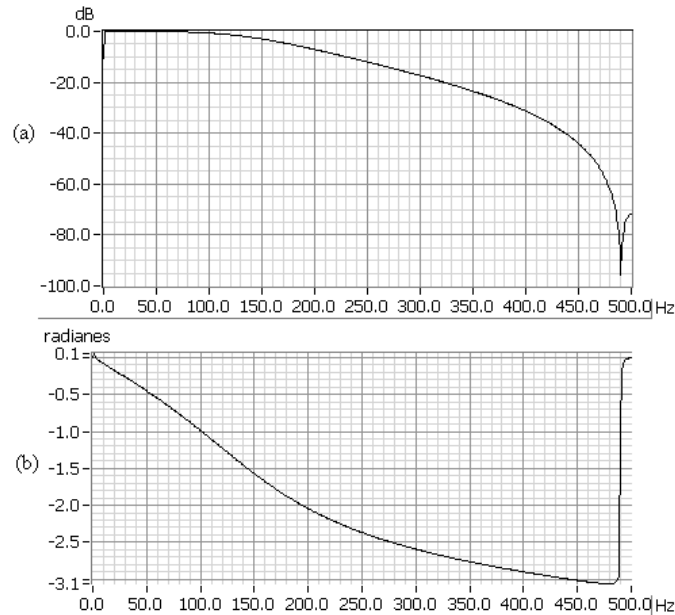


Figura 3.7. Respuesta en frecuencia y fase del filtro usado en la etapa 3, (a) respuesta en magnitud, (b) respuesta en fase.

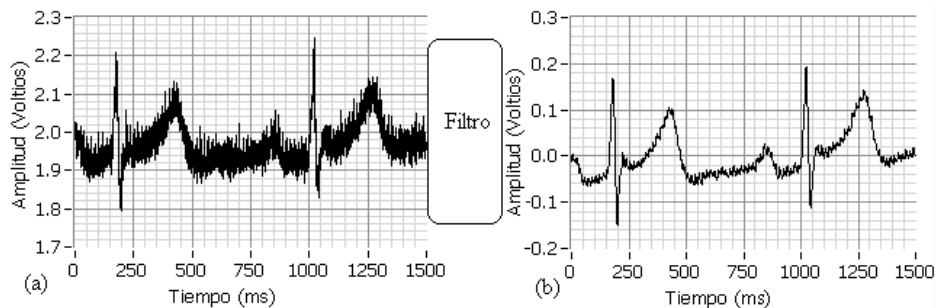


Figura 3.8. Efecto del filtro aplicado en la etapa tres, (a) señal de entrada (b) señal de salida.

Resulta evidente que la señal obtenida al final de esta etapa, es muy buena con respecto a la señal inicial, de hecho ya se puede distinguir perfectamente, sin embargo hay ruido presente en ella, el cual puede influir en errores al analizar las señales, además el objetivo es demostrar que con ayuda de otras herramientas digitales es posible eliminar casi por completo dicho ruido.

Etapa 4.4

Al ajustar los filtros de diferentes maneras variando el orden, tipo e incluso la frecuencia de muestreo, se observa que el filtrado realizado a la señal tiene algunos defectos como que al aplicar un único filtro de manera que quede sin ruido, resulta seriamente deformada, y si por el contrario se cuida la forma íntegra de la señal no se elimina el ruido de manera adecuada, se muestra un ejemplo en la figura 3.9.

En la figura 3.9 (a) la señal está filtrada con un filtro pasa-altas a una frecuencia de corte de 5 Hz para la eliminación completa de componentes de bajas frecuencias, lo que ocurre es que predominan las frecuencias altas incluyendo el ruido, mientras que las frecuencias bajas se atenúan y con ellas las ondas P y T de la señal cardiaca. En la figura 3.9 (b) se aplica a la señal un filtro pasabajas a una frecuencia de corte de 30 Hz, eliminando efectivamente el ruido de alta frecuencia, pero el complejo QRS se encuentra muy atenuado con respecto a la onda P y la onda T, lo que contribuye a una deformación no aceptable para un análisis correcto de las mismas.

Al observar la señal de salida de la etapa 3, es posible darse cuenta que la Onda P y T están contaminadas con ruido, mientras que el complejo QRS prácticamente no lo tiene. Si se quiere eliminar el ruido de las ondas P y T, el complejo QRS resulta afectado si se pasa la señal tal cual por los filtros. La solución que se propone es la eliminación del complejo QRS momentáneamente, mientras se filtran las ondas P y T, y posteriormente se suma nuevamente dicho complejo a la señal ya filtrada. De esta manera el ruido se eliminará sin tener que deformar el complejo QRS.

Los algoritmos existentes para la detección y eliminación del complejo QRS se basan en la detección de picos y valles de las señales cardiacas, sin embargo en este caso no fue posible usar dichos algoritmos debido a que las señales que se obtienen de la etapa tres, no son lo suficientemente adecuadas para ello, ya que dichos algoritmos basan la identificación del complejo QRS en la detección y conteo de picos y valles en las señales cardiacas y si la señales de entrada cuentan con variaciones importantes provocadas por ruido (como es el caso de la salida de la etapa tres), el programa puede confundirse y pensar que se trata de alguna onda P o T e incluso un complejo QRS, ante esta situación los resultados de dichos algoritmos son erróneos.

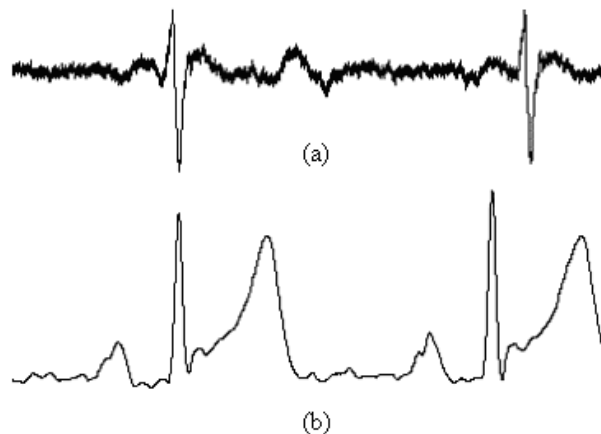


Figura 3.9. Consecuencias del filtrado lineal a la señal de entrada, (a) Exceso de filtrado en el límite inferior de frecuencia, (b) Exceso de filtrado en el límite superior de frecuencia.

Los métodos encontrados en la investigación previa presentan cierta inestabilidad ya que fallan cuando se presenta un signo cardiaco que no sea acorde con la morfología habitual de las señales cardiacas ya que se basan en la ubicación de picos y valles propios del complejo QRS y las ondas P y T. Debido a la irregularidad y cambios de posición de las señales obtenidas hasta el momento, es muy difícil identificar con seguridad las ondas P y T además del complejo QRS, por lo que es necesario tomar en cuenta que pueden presentarse ciertos padecimientos en el corazón que alteren algunas características de las señales cardiacas, por ejemplo cuando no existe una diástole adecuada el complejo QRS se atenúa a tal grado que incluso cuenta con una amplitud menor a las ondas P y T [URL14]. Esto significa que el programa no se debe basar en el pico más alto de la onda para identificar el complejo QRS, por que en este caso el programa fallaría. Es necesario un programa que identifique eficientemente el complejo QRS y en caso de que éste no se halle tan evidente, que el programa haga algo para colocarlo tal cual sin deformarlo y sin que el programa entre en un ciclo infinito por perder el ritmo cardiaco, dado el cambio de patrones a buscar en la señal, considerándose cierta movilidad corporal del paciente.

Es muy importante la eficiencia y estabilidad del programa por que de ello depende el análisis adecuado. En ocasiones se presentan despolarizaciones bruscas positivas (diástoles adelantadas) en las señales cardiacas que no tienen nada que ver con la forma habitual que conocemos, sin embargo se trata de señales muy importantes para los médicos [URL14], cabe señalar que este tipo de anomalías en las señales cardiacas solo se presentan cuando el paciente se encuentra en estrés o ejecutando algun ejercicio, por lo que forma parte de los padecimientos detectados sólo por este tipo de electrocardiografos. Por tal motivo se pensó en la siguiente forma de identificación y ubicación del complejo QRS, para el filtrado adecuado de la señal. De manera general la técnica propuesta de procesamiento se muestra en forma de bloques en la figura 3.10. Esta etapa consta de las siguientes sub-etapas.

Etapa 4.4.1

En primer lugar se elimina el complejo QRS con ayuda de un filtro de mediana o valor medio, el cual toma un tramo de 40 muestras. Con este filtro se eliminan los picos con que cuente la señal, grandes o pequeños en amplitud que tengan un periodo igual o menor a 40 muestras (0.04 segundos a una velocidad de muestreo de 1000 muestras por segundo). A la salida de estos filtros se obtienen solo las ondas P y T, prácticamente sin ruido. Pareciera que el problema está resuelto, sin embargo el complejo QRS ya no se encuentra en la señal, para recuperarlo, es necesario restar a la señal que entra a los filtros de mediana la señal de salida de los mismos, al hacer esto se obtiene sólo el complejo QRS sin las ondas P y T además se encuentra referenciado siempre a cero voltios, pero esta señal cuenta con ruido de periodo menor a 40 muestras o 0.04 segundos (alta frecuencia). Esto es lógico si se analizan las señales que intervienen en la mencionada resta, basta con analizar uno de los canales o derivaciones. Para mostrarlo se usará la señal denominada *Derivación I* obtenida del canal 1.

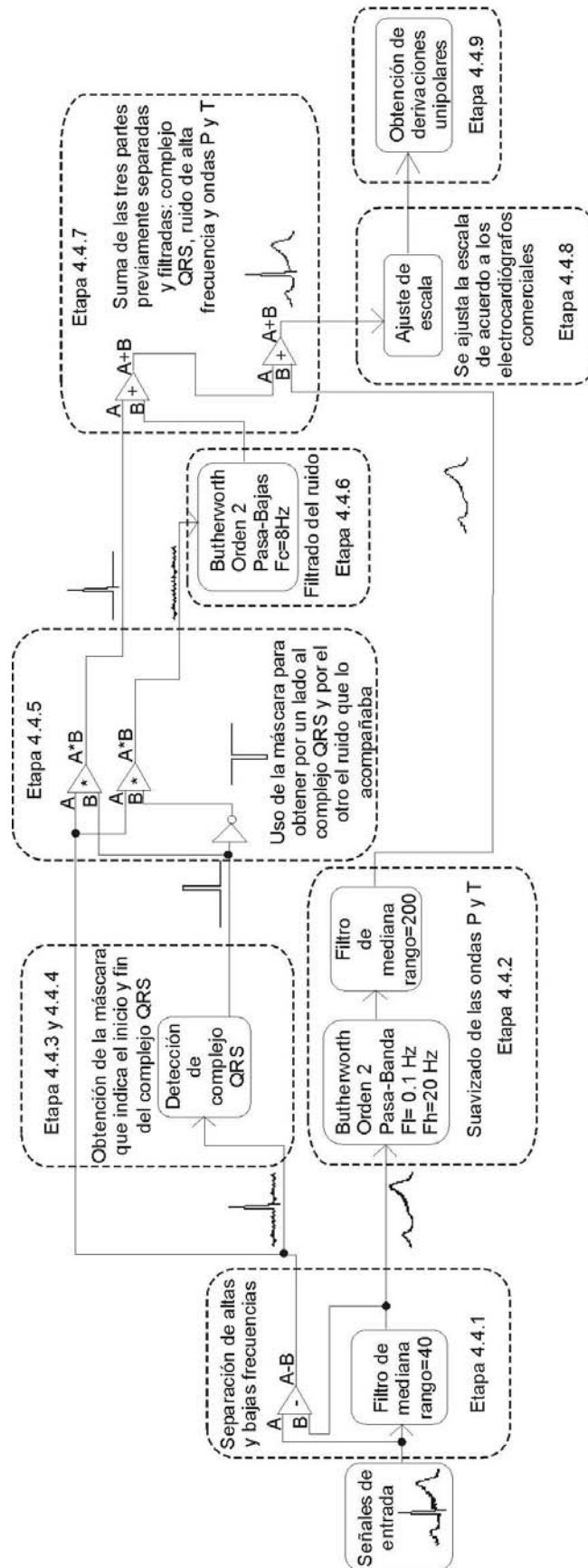


Figura 3.10. Diagrama a bloques de la técnica especial de procesamiento para el filtrado de las señales cardíacas.

La señal **FFA** resulta de la etapa 3 y se muestra en la figura 3.11. Al observar dicha señal es posible darse cuenta que presenta sus tres componentes básicos (onda P, onda T y complejo QRS), además presenta ruido de baja frecuencia (offset) y alta frecuencia (con periodo menor a 0.04 segundos) principalmente en las ondas P y T.

La señal **MFFA** mostrada en la figura 3.12, carece del complejo QRS, debido a que el filtro de mediana tiene la característica de eliminar las variaciones drásticas en amplitud, en este caso variaciones con periodo igual o menor a 0.04 segundos. Las variaciones que caen dentro del rango de eliminación son el complejo QRS y la mayor parte del ruido que presenta la señal **FFA**. Es por eso que la señal **MFFA** además de carecer del complejo QRS carece también de la mayor parte del ruido. Cabe señalar que **MFFA** cuenta con el mismo ruido de baja frecuencia (offset) que **FFA**.

Al restar **FFA** con **MFFA**, se obtiene la señal que se denomina **PA** la cual se muestra en la figura 3.13, esta señal cuenta con lo eliminado por el filtro de mediana, es decir, cuenta con el complejo QRS y la mayor parte del ruido de alta frecuencia. Una característica de gran importancia es que esta señal no cuenta con offset alguno, lo que hace más confiable la identificación del complejo QRS.

En general, esta etapa tiene dos salidas para cada entrada, tal como se muestra en la figura 3.14, donde se muestra el diagrama a bloques de lo realizado en esta etapa.

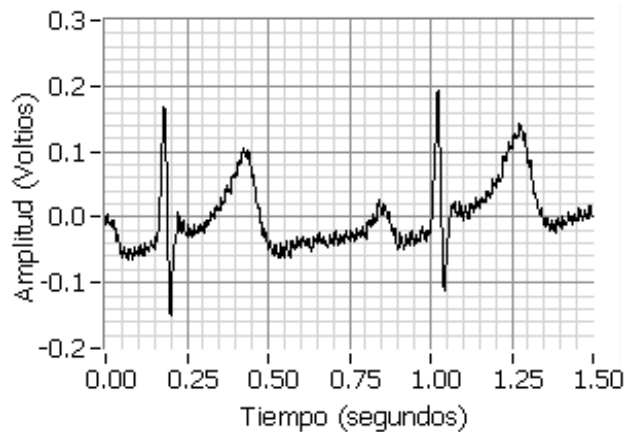


Figura 3.11. Señal FFA.

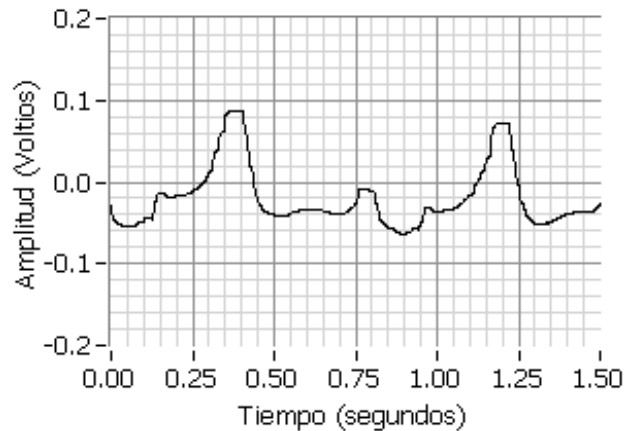


Figura 3.12. Señal MFFA.

Etapa 4.4.2

Si se observa la señal **MFFA** mostrada en la figura 3.12, es evidente que prácticamente no tiene ruido al igual que **MFFB** y **MFFC**, además dado que no tienen el complejo QRS, es posible aplicarles un filtro pasa-bajas, que en este caso es de tipo Butterworth de segundo orden con una frecuencia de corte superior en 20 Hz, lo cual no las afecta morfológicamente debido a que la señal cuenta con componentes importantes menores a esa frecuencia (ver figura 3.15), obteniéndose de esta manera las señales denominadas **HA**, **HB** y **HC**.

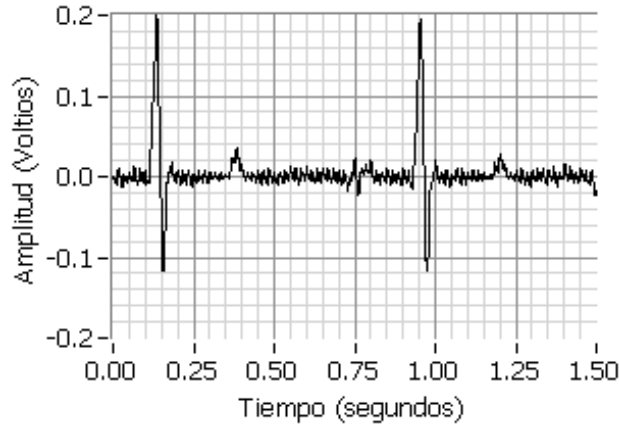


Figura 3.13. Señal PA.

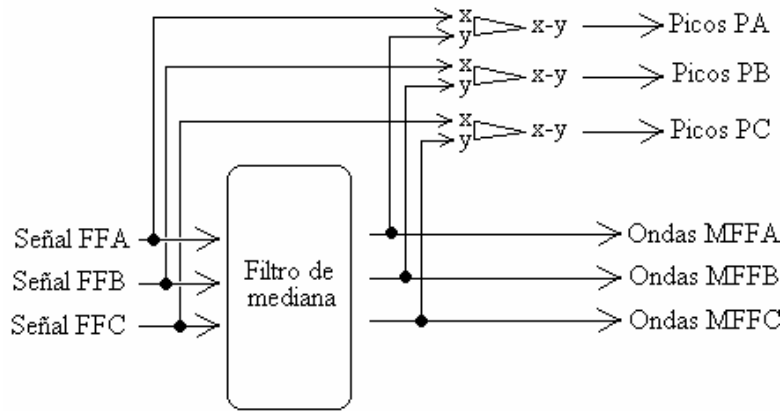


Figura 3.14. Diagrama a bloques del programa realizado en etapa 4.4.1.

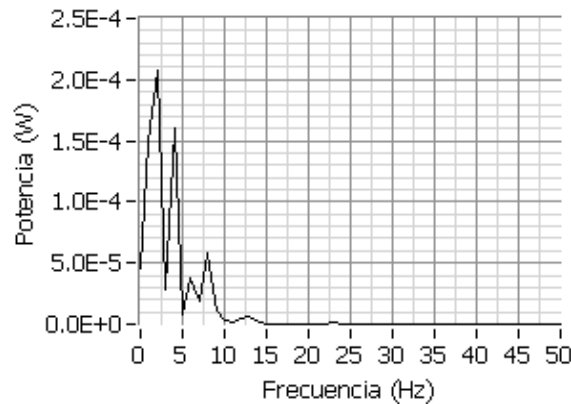


Figura 3.15. Espectro de potencia de la señal MFFA.

Para corroborar que no se afecta la morfología de la señal original, se sobrepone la señal **HA** con la señal denominada **FFA**, tal como se ve en la figura 3.16.

Este filtrado ha quitado casi todo el ruido de alta frecuencia. El programa de esta etapa filtra la señal como se muestra en la figura 3.17.

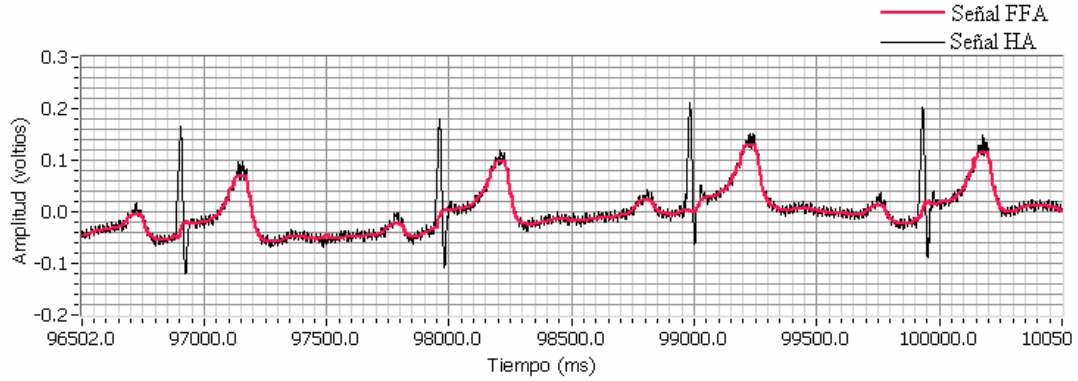


Figura 3.16. Sobre posición entre las señales.

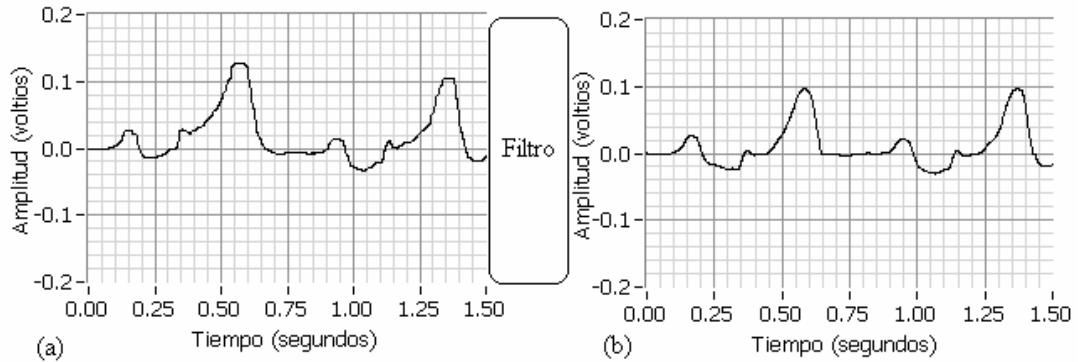


Figura 2.17. Efecto del filtro diseñado para etapa 4.4.2, (a) señal de entrada, (b) señal de salida.

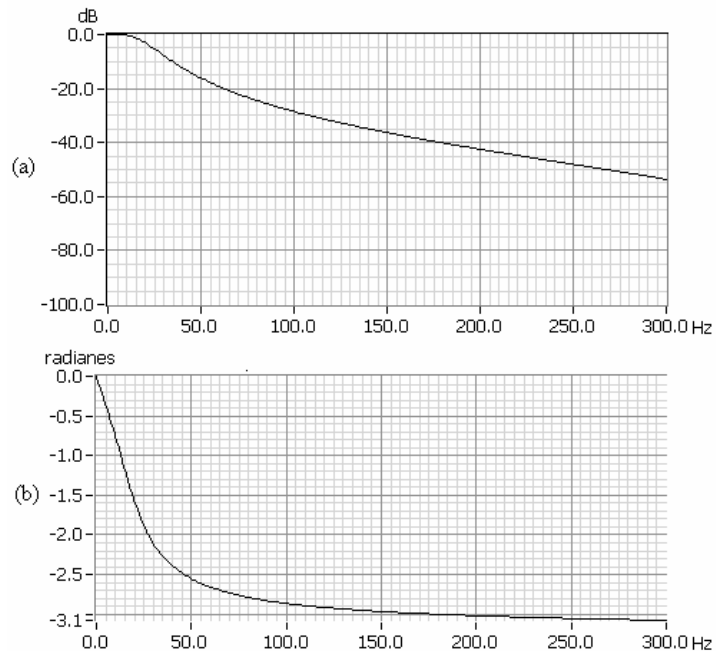


Figura 2.18. Respuesta de los filtros usados en la etapa 4.4.2, (a) respuesta en magnitud, (b) respuesta en fase.

Etapa 4.4.3

A la entrada de esta etapa se cuenta con la señal que contiene las ondas P y T filtradas casi por completo, también se tiene el complejo QRS acompañado con ruido pero sin ningún offset, esta señal siempre tiene una referencia cero.

Para poder sumar el complejo QRS a las señales que salen de la etapa 4.4.2, se debe eliminar el ruido que acompaña a dicho complejo en cada señal, para ello se identifica el complejo QRS para eliminar todo lo que sea ruido menos dicho complejo.

Una característica que facilita la identificación del complejo QRS es que las señales **PA**, **PB** y **PC** son señales estables y siempre con referencia en cero voltios, por lo que es posible ocupar una función de LabView llamada *In Range and Coerce.VI* que detecta cuando la señal sale de un determinado rango, para su uso es necesario establecer límites arriba y debajo de cero, de tal forma que el ruido quede entre esos límites mientras que el pico del complejo QRS sobresalga, esto se muestra en la figura 3.19.

El rango adecuado está entre ± 0.05 y ± 0.08 V, dependiendo de la amplitud del ruido en ese momento, sin embargo puede establecerse en ± 0.08 V. En caso de que el complejo QRS no sea detectado por su baja amplitud, se ideó un procesamiento que se describe más adelante.

La salida de la función *In Range and Coerce.VI*, es un arreglo de tipo booleano del mismo tamaño que el arreglo de entrada, con ayuda del convertidor *Boolean To (0,1).VI*, se convierte en un arreglo formado por ceros y unos, en donde los ceros indican lo que sale de rango y los unos indican lo que está dentro del rango. Lo anterior se muestra en la figura 3.19.

En el arreglo obtenido de la función *In Range and Coerce.VI*, sólo se conoce la ubicación de los límites que salen del rango establecido, esto no es suficiente ya que se necesita saber donde comienza y donde acaba exactamente, dicha tarea corresponde a la siguiente etapa.

Cabe señalar que el inicio y fin del complejo QRS es prácticamente igual en las tres derivaciones, lo único que cambia es su forma y altura, lo anterior es mostrado en la figura 3.20. Dada esta razón, sólo es necesario buscar el inicio y fin del complejo QRS de una sola señal, la señal elegida es **PA**, la razón es que ésta presenta el pico más alto ya que corresponde a la derivación I.

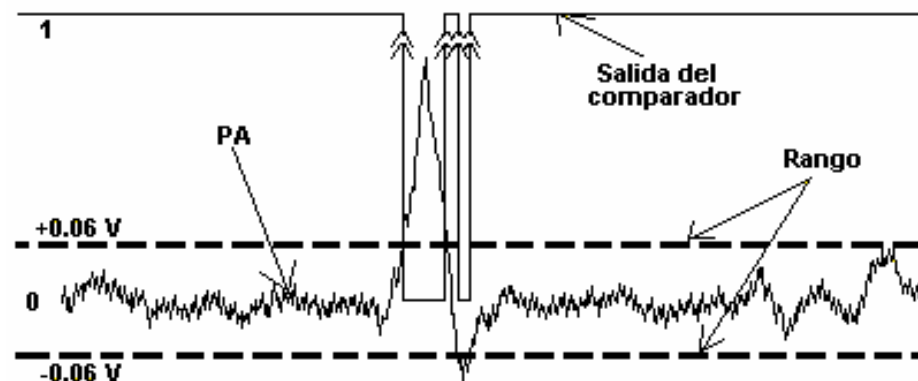


Figura 3.19. Ubicación del rango propuesto y salida de la función *In Range and Coerce.VI*, con el convertidor *Boolean To (0,1).VI*, aplicado a PA.

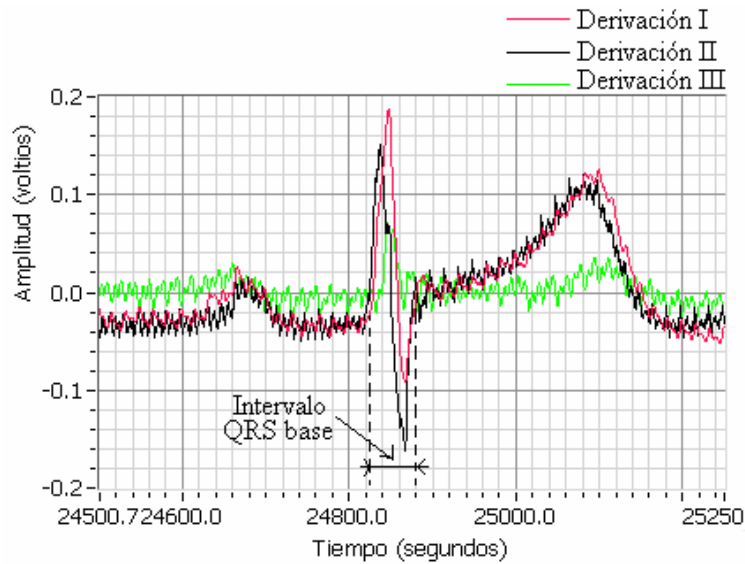


Figura 3.20. Comparativa de las tres señales cardíacas para observar el inicio y fin del complejo QRS.

Etapa 4.4.4

En esta etapa se realiza la búsqueda de los límites exactos en el tiempo del complejo QRS, en base a la señal **RA**. El algoritmo empleado para ésta tarea se expresa gráficamente en la figura 3.21. La lógica de este programa consiste en encontrar la intersección con cero de la línea inicial y final del complejo QRS, para lograr esto, hay dos posibilidades cuando se encuentra un cero, una posibilidad es que la línea que sale del rango sea mayor que cero y la otra posibilidad es que sea menor que cero, para cada caso se tiene que buscar el límite de manera diferente. El diagrama de flujo correspondiente a éste algoritmo se muestra en la figura 3.22.

La **Máscara** no toma en cuenta aquel complejo QRS que no rebase el rango establecido, sin embargo éste se recupera y se agrega a la señal mediante el procesamiento diseñado en la siguiente etapa.

El programa presentado en esta etapa, se encuentra debidamente validado para que no entre a un ciclo vicioso u obtenga resultados erróneos en casos especiales como ruido extremo o variación de parámetros fundamentales en la morfología de las señales cardíacas.

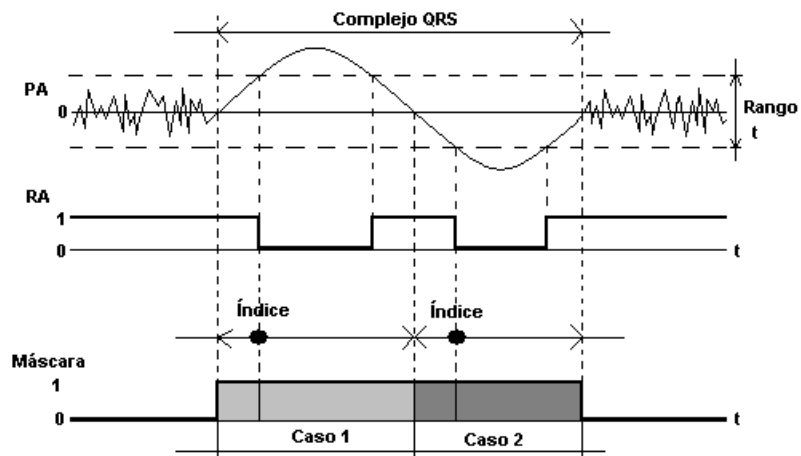


Figura 3.21. Explicación gráfica del programa de detección del complejo QRS.

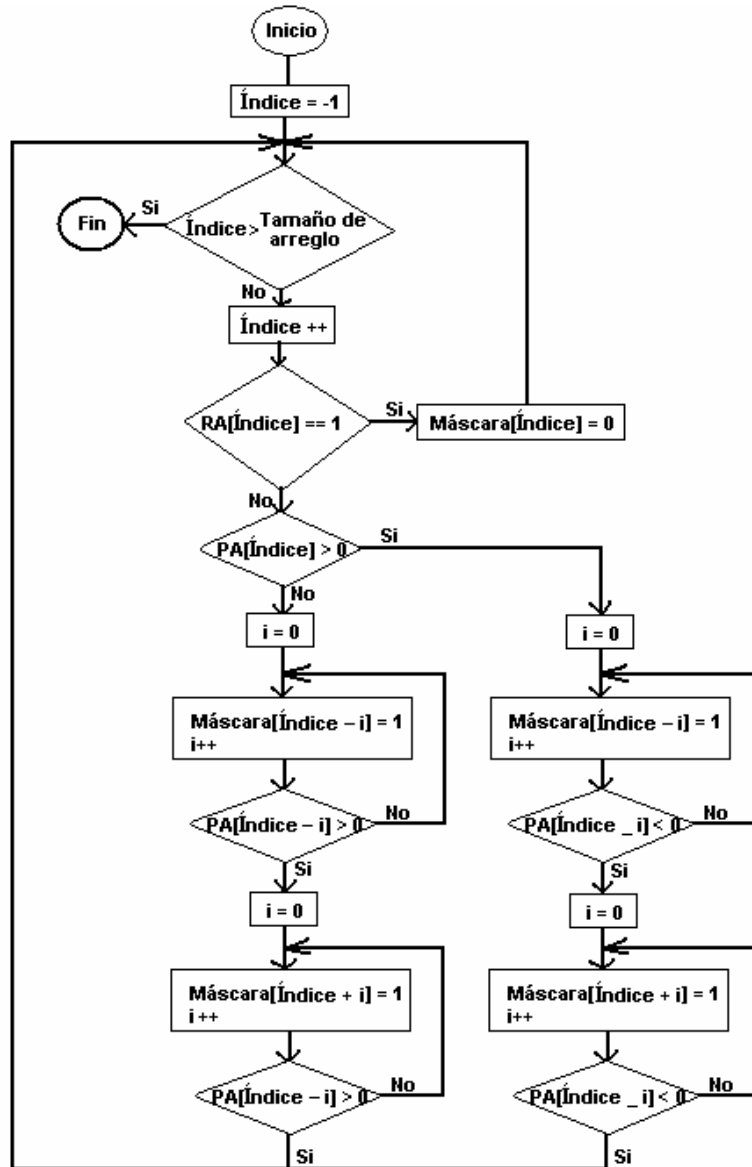


Figura 3.22. Diagrama de flujo correspondiente al algoritmo de búsqueda de complejo QRS.

Etapa 4.4.5

En este momento hace falta considerar los complejos QRS que no sobrepasan el rango establecido.

Dada la forma de la **Máscara**, resulta necesario invertirla y sumarle uno, para que al multiplicar ésta por **PA**, resulte sólo el complejo QRS.

Si se multiplica **Máscara** por **PA**, resultan solamente los complejos QRS que sobrepasen el rango, obviamente esto que se hace con **PA**, también se hace con **PB** y **PC**. Por esta razón se decide multiplicar también **Masc-inv** por **PA**, **PB** y **PC**, para obtener el ruido y algunos complejos QRS que no lleguen a sobrepasar el rango. Para lo anterior se emplea el programa mostrado a manera de bloques por la figura 3.23.

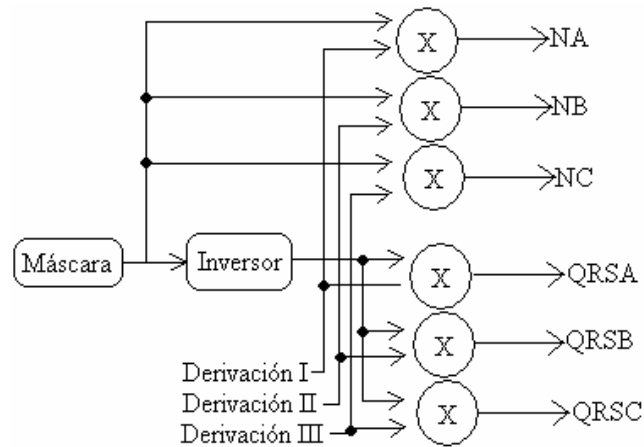


Figura 3.23. Diagrama a bloques del programa usado en la etapa 4.4.5.

Etapa 4.4.6

Se toma como ejemplo la señal correspondiente al canal cero o derivación I, ya que finalmente las operaciones que se hacen con este canal, se hacen en todos los demás canales.

Si se toma en cuenta que los complejos QRS que no sobrepasan el rango, cuentan con una variación pequeña en amplitud, también la mayor parte del ruido cuenta con una frecuencia mayor a dicho complejo. A este complejo QRS se le aplica un filtro pasa-bajas Butterworth de segundo orden a la frecuencia justa en la que desaparezca el ruido, en este caso de 8 Hz en frecuencia de corte. Éste filtro conserva un posible complejo QRS hallado en la señal **NA**, a esta nueva señal se denominará **FNA**.

La respuesta en amplitud y fase de estos filtros se muestra en la figura 3.24 y el efecto de este filtro en las señales se ejemplifica con la derivación I en la figura 3.25.

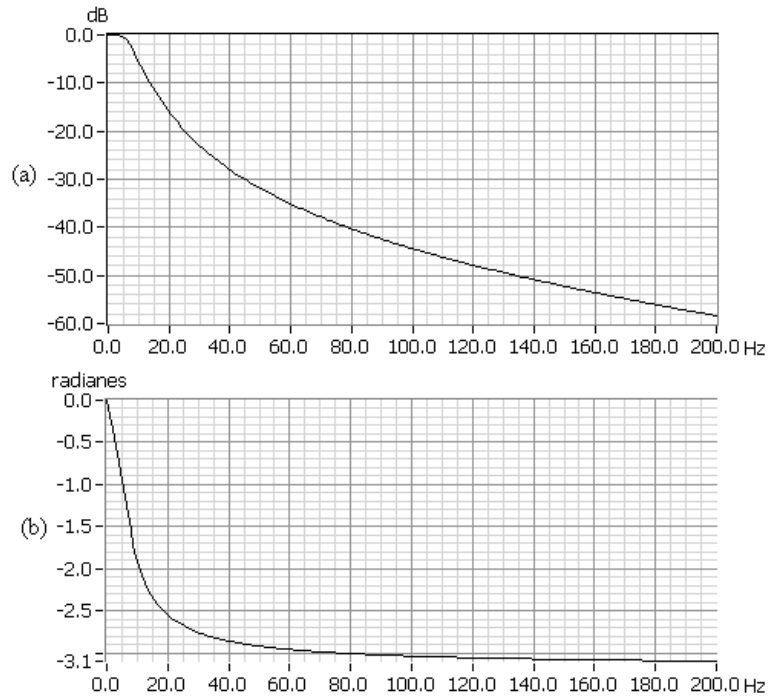


Figura 3.24. Respuesta en amplitud y fase de los filtros usados en esta etapa, (a) respuesta en magnitud (b) respuesta en fase.

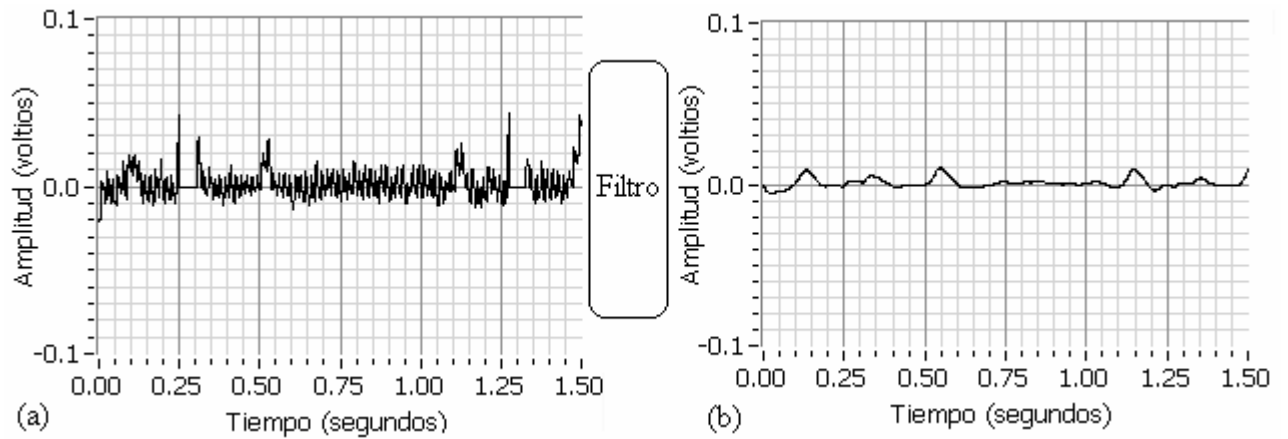


Figura 3.25. Efecto del filtro aplicado a la señal NA, (a) señal de entrada (b) señal de salida.

Etapa 4.4.7

En esta etapa se juntan todos los elementos necesarios para armar la señal requerida. En primer lugar se realiza una suma entre **FNA**, **FNB** y **FNC** con su correspondiente **QRSA**, **QRSB** y **QRSC**. De esta manera se obtienen las señales denominadas **CA**, **CB** y **CC**, estas señales cuentan con los complejos QRS debidamente filtrados de cada canal. Posteriormente se realizan las sumas respectivas entre **CA**, **CB** y **CC** sus correspondientes **FMFFA**, **FMFFB** y **FMFFC**, con esto se agregan a las ondas P y T su correspondiente complejo QRS, estos resultados son las señales que se denominan **DA**, **DB** y **DC**. Todo este proceso se ilustra tomando como ejemplo el canal cero o derivación I en la figura 3.26.

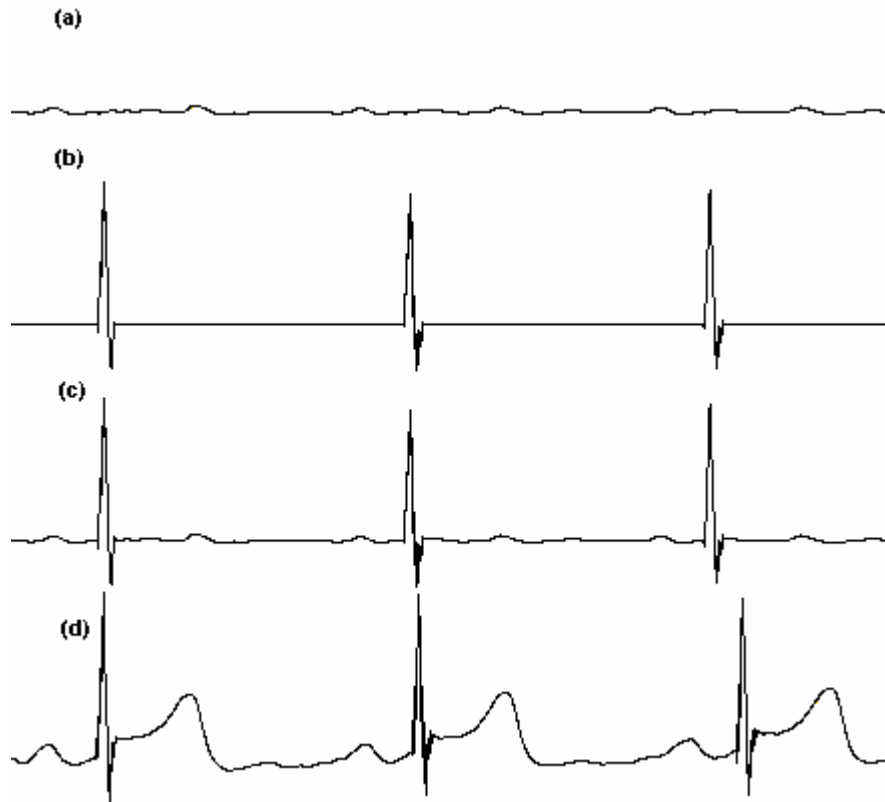


Figura 3.26. (a) Señal FNA, (b) Señal QRSA, (c) Señal CA = FNA + QRSA, (d) Señal DA = CA + FMFFA.

La señal que cuenta con las ondas P y T está atrazada con respecto a la señal que contiene los complejos QRS aproximadamente 0.025 segundos, además los complejos QRS muestran una amplitud mayor respecto a la proporción de la señal de entrada.

Para resolver el problema del defase de las señales **CA**, **CB** y **CC** con respecto a las señales **FMFFA**, **FMFFB** y **FMFFC** antes de realizar la suma anterior, las señales que contienen los complejos QRS se defasan 0.025 segundos con ayuda de un filtro pasa-bajas de tipo Butterworth ajustado a una frecuencia de corte de 200 Hz y de orden 37, este filtro únicamente defasa la señal sin modificarla ya que la señal filtrada se encuentra dentro de los 200 Hz.

Por otro lado se dividen las ondas P y T con un factor de 1.3 para ajustar la proporción de éstos con respecto a las ondas P y T.

Cuando se lleva a cabo la suma propia de esta etapa los complejos QRS caen justo donde deben de caer en medio de sus correspondientes ondas P y T.

Etapa 4.4.8

En esta etapa se ajusta la amplitud de las señales, ya que por ejemplo en este momento cuenta con una amplitud de 0.25 Vpp aproximadamente la derivación I y en un electrocardiograma obtenido por un electrocardiógrafo comercial al mismo paciente es de aproximadamente de 0.095 Vpp, es por eso que es necesario atenuarla. Los factores de división son diferentes para cada señal de acuerdo a la amplitud que tengan en el sistema diseñado con respecto a la amplitud presentada por el electrocardiograma del instrumento comercial. Para el canal cero y el canal dos el factor es 2.2, mientras que el canal uno se divide entre 5.2, debido a que en este caso la señal tiene una amplitud de 0.55 Vpp aproximadamente.

La razón por la cual las señales se amplificaron de manera desigual, en especial la derivación III, es porque esta señal es originalmente muy tenue, esto se logra observar al observar las señales ya ajustadas en magnitud, esta derivación es de 0.012 Vpp aproximadamente, mientras que las derivaciones I y II son de 0.12 Vpp aproximadamente. La amplitud original de la derivación III dificulta su filtrado ya que durante el proceso la señal se atenúa aproximadamente a la mitad.

De esta manera las señales quedan ajustadas y filtradas, de tal forma que sirven para un análisis confiable y adecuado de las mismas.

Etapa 4.4.9

En esta etapa se obtienen las derivaciones unipolares a partir de las derivaciones bipolares que ya se tienen lo suficientemente filtradas y escaladas en fase y amplitud, para que las señales obtenidas no requieran de ningún tipo de ajuste posterior.

Las derivaciones unipolares cardiacas se obtienen a partir de las ecuaciones 2.7, 2.8 y 2.9 aplicadas a las derivaciones bipolares obtenidas. Para la realización de esta etapa se ocuparon las funciones de suma (*Add.VI*), multiplicación (*Multiply.VI*) y división (*Divide.VI*) de LabView.

3.2.5. Etapa 5: Presentación de señales y datos obtenidos

La interfaz del programa despliega la frecuencia cardiaca, el periodo de ésta frecuencia y las señales cardiacas gráficamente en dos modalidades principales y una modalidad optativa de medición.

3.2.5.1. Cálculo y despliegue de la frecuencia y periodo cardiaco

Para esta tarea se hace uso de la **Máscara** previamente obtenida en la localización del complejo QRS, a la cual se aplica una función llamada *Derivative $x(t)$.VI*, a la salida de esta función se obtiene la señal mostrada en la figura 3.27 y se denomina **F**, en esta figura se puede comparar **F** con **ADA** para ver que efectivamente puede fungir como guía para obtener la frecuencia del latido cardiaco.

Al observar la comparación entre **F** y **ADA**, se puede deducir que **F** cuenta con la misma frecuencia que **ADA**, con la diferencia que **F** es un tren de pulsos fácilmente identificables, ya que todos cuentan con una amplitud máxima de 500, no tomando en cuenta los negativos. Si se mide la distancia entre cada pulso, se puede medir el periodo de la señal cardiaca y con ello su frecuencia.

Como se puede apreciar, este algoritmo carece de ciclos, por lo que es muy estable ante cualquier señal de forma inesperada, el diagrama de flujo de dicho algoritmo se presenta en la figura 3.28.

La lógica del algoritmo anterior se basa en el uso de la **F** actual y anterior, dado que existe una función en LabView que permite encontrar el primer máximo llamada *Array Max & Min.VI*, se rota el **F** anterior (con ayuda de la función *Reverse 1D Array.VI*) para que el último máximo de 500 unidades de amplitud sea detectado por dicha función, posteriormente a la **F** actual simplemente se le detecta el máximo con la misma función y sin rotar, de esta manera se suman dichas posiciones obteniéndose así la cantidad de muestras que hay entre un pulso y otro. Dado que la frecuencia de muestreo es de 1000 muestras por segundo y este valor se haya en el indicador llamado **Muestreo**, simplemente se divide la cantidad de muestras entre los pulsos encontrados con **Muestreo** para obtener el **Intervalo RR**. En el caso de los **Pulsos por minuto** se divide 60 entre **Intervalo RR**. Los datos se despliegan como lo muestra la figura 3.29.

3.2.5.2. Despliegue de las señales cardiacas

El programa cuenta con dos modos principales de visualización de señales, el primero es la visualización de tres derivaciones de manera simultánea, el segundo es la visualización de solamente las ondas P y T junto con el complejo QRS, además cuenta con una visualización opcional que sirve para medir las señales en amplitud y tiempo.

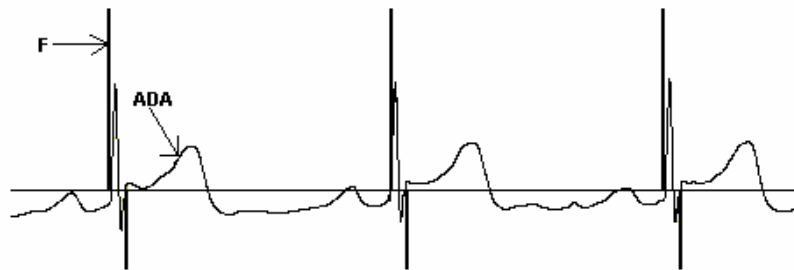


Figura 3.27. Señal F comparada con la señal ADA.

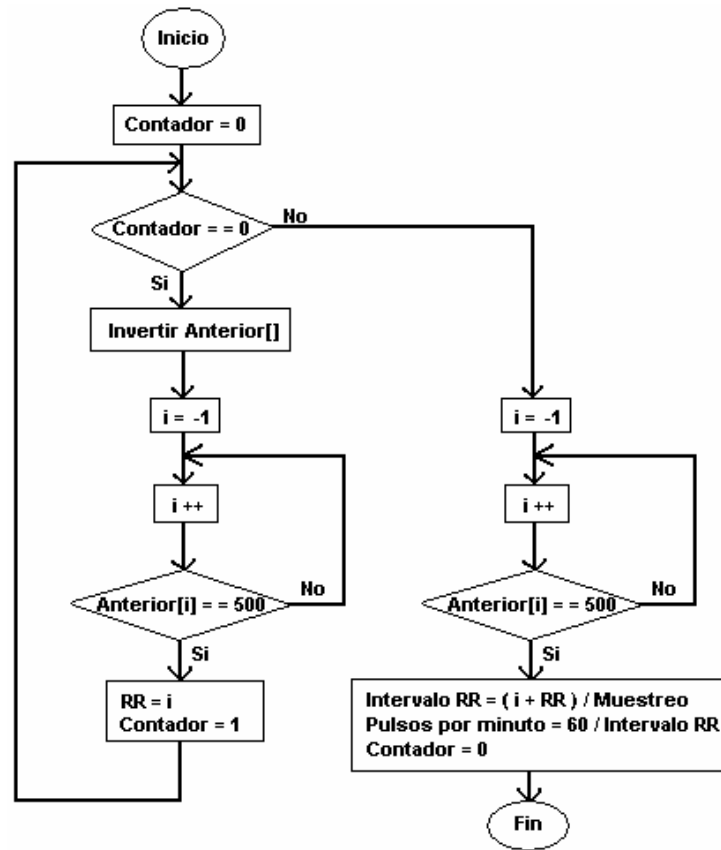


Figura 3.28. Diagrama de flujo para el cálculo de la frecuencia cardíaca y el intervalo RR.

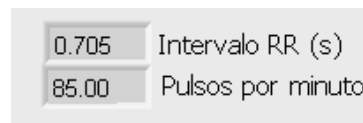


Figura 3.29. Despliegue del intervalo RR y de los pulsos por minuto ubicados en la esquina superior derecha en la pantalla principal.

Visualización simultánea de señales

Se trata de una pantalla en donde se pueden ver fragmentos continuos de cuatro segundos y tres derivaciones simultáneamente, bipolares o unipolares, tal como lo muestra la figura 3.30.

Despliegue del pulso

Para lograr el despliegue de un pulso cardíaco aislado del resto de la señal, se hace uso de la señal **F**, en donde se busca el penúltimo pulso, para tener la seguridad de que el pulso cardíaco va a estar completo. Una vez encontrado el pulso de la señal **F** deseado, se establece un intervalo de tiempo fijo, este intervalo puede ser mayor a 0.55 segundos (el usuario puede variar este valor), el valor inicial de este intervalo, establecido por el programa es de un segundo. Dado que el pulso cardíaco no es simétrico con respecto al pico del complejo QRS, el programa toma el 41% del intervalo hacia atrás y el 59% del intervalo hacia delante del pulso encontrado en **F**. De esta manera se despliega en pantalla únicamente el complejo QRS acompañado de sus ondas P y T a cada lado.



Figura 3.30. Visualización de tres derivaciones simultáneamente (en este caso se trata de señales bipolares).

El diagrama de flujo que corresponde al algoritmo diseñado para el despliegue del pulso cardiaco aislado del resto de los demás, es mostrado por la figura 3.31.

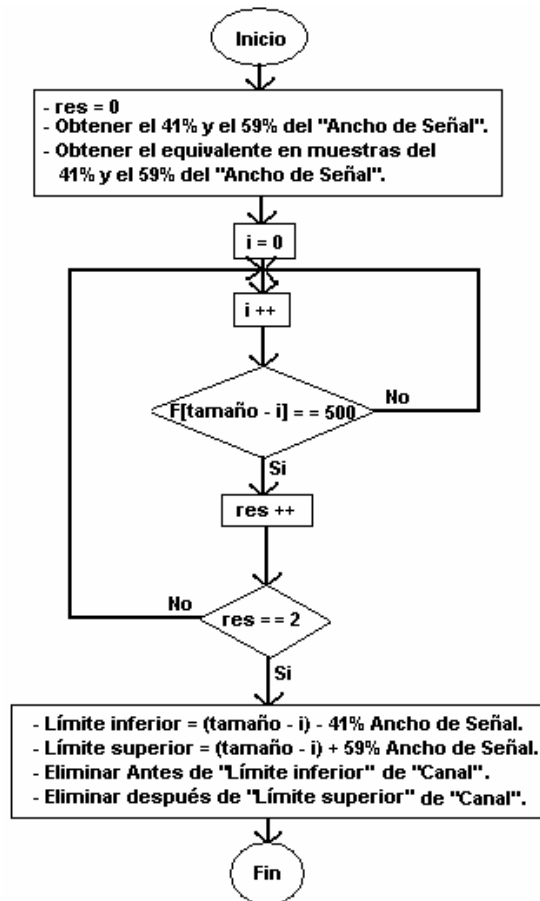


Figura 3.31. Diagrama de flujo que localiza el pulso cardiaco aislado del resto de la señal.

Como puede verse, el programa realizado no depende de picos o valles de la señal cardiaca, ya que esto puede ocasionar fallas y ciclos infinitos en el mismo, en caso de que la señal F no cuente con un pulso que se genere en ese momento simplemente busca otro, ya que la señal en que se basa es un historial de 4 segundos.

El despliegue de señales individuales como se han denominado, es cada 1.5 segundos, y solo puede verse un canal a la vez. Un ejemplo es mostrado en la figura 3.32.

Visualización opcional de medición

Se trata de un indicador gráfico externo a lo que es la ventana principal del programa. Este indicador cuenta con dos cursores en el tiempo y dos cursores en la amplitud. Dichos cursores están configurados de tal manera, que el usuario puede ajustar su posición con el ratón de la computadora. La diferencia de posición en tiempo y en amplitud se muestra en indicadores digitales ubicados a la izquierda de la ventana, los valores en el tiempo están dados en segundos y los valores en amplitud están dados en voltios, dicha ventana se muestra en la figura 3.33. El objetivo de esta visualización es la medición precisa de las señales cardiacas, dichas señales se encuentran más ampliadas que las ventanas que muestra el programa principal. Esta ventana secundaria de visualización puede ser usada en la visualización simultánea de señales, en señales individuales y en las señales leídas desde un archivo.

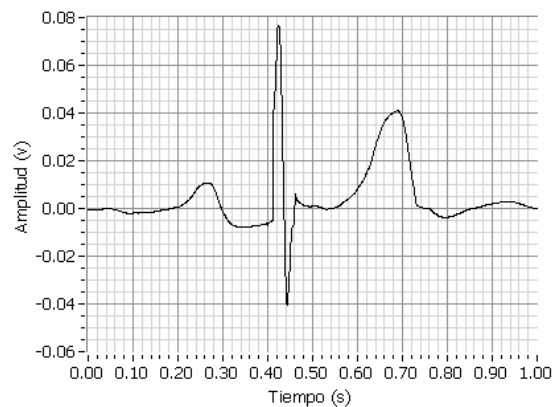


Figura 3.32. Despliegue de un pulso cardíaco únicamente (en este caso es la derivación I).



Figura 3.33. Visualización opcional para mediciones, en este caso es un pulso de la derivación I.

4. Análisis de Resultados

4.1. Observaciones

Durante la elaboración de Epesiv se observaron algunos aspectos importantes que son de interés si se quiere retomar el proyecto, tales observaciones se describen a continuación.

- Si los electrodos no se colocan en el lugar adecuado existen variaciones en los trazos cardiacos con respecto a los trazos reales.
- Existe atenuación producida por los cables que conectan a los electrodos con el amplificador, es por esa razón que la señal resulta más tenue que lo estimado en las referencias (menor a 5 mV de amplitud máxima).
- Es recomendable que los cables que conectan los electrodos con el amplificador sean lo más cortos posible (debido a la atenuación que éstos producen), por lo que es preferible que el módulo de amplificación se encuentre acompañando al paciente.
- En electrocardiógrafos para pruebas en esfuerzo es necesario usar electrodos de tipo parche con gelatina conductora integrada, ya que no es deseable que se desprendan durante el monitoreo además cuentan con una mejor conductividad de señales. Dichos electrodos tienen caducidad, esto es muy importante por que aunque sean nuevos ya no conducen adecuadamente las señales deseadas si están caducados.
- Incluso los electrocardiógrafos especiales para pruebas en esfuerzo existentes en el mercado muestran alteraciones en los trazos por motivo del movimiento del paciente.

4.2. Resultados en la etapa de electrodos

Las señales cardiacas tomadas de las extremidades del cuerpo cuentan con un elevado ruido corporal y son más débiles que si se toman en la parte lateral superior de la región pectoral y parte baja del abdomen. Esta diferencia se muestra en la figura 4.1.

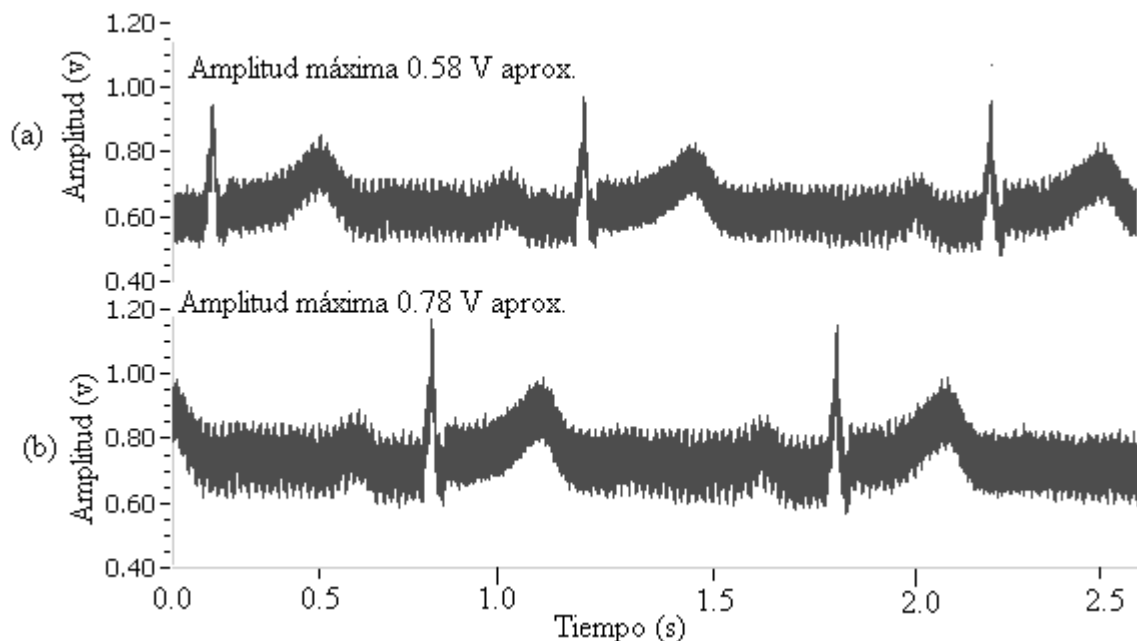


Figura 4.1. Comparativa entre (a) señales tomadas en las extremidades y (b) señales tomadas en la región pectoral y parte baja abdominal. Ambas del canal 0.

4.3. Resultados en la etapa de amplificación

Debido a la atenuación producida por los cables que conectan los electrodos con el amplificador las señales son mucho menores a 5mV de amplitud máxima que es lo que se estima en la teoría para la amplitud aproximada de señales cardiacas humanas, ya que si se tiene una amplificación de 60, las señales apenas llegan a medir los 70 mV aproximadamente, de acuerdo al amplificador diseñado.

El amplificador diseñado para este trabajo cuenta con tres entradas provenientes de los electrodos colocados en el cuerpo del paciente. Consta de dos etapas de amplificación para cada entrada, la primera de ellas está en modo diferencial entre dos señales corporales y amplifica aproximadamente en un factor de 60, la segunda etapa es no inversora y amplifica con respecto a tierra con un factor aproximado de 11, excepto para el canal 3 en donde el factor de amplificación es de 13 debido a que esta señal es más tenue que las demás. Con las dos etapas de amplificación, las señales provenientes del cuerpo se amplifican con un factor de 660 y para el canal 3, el factor total es de 780.

4.4. Resultados en el procesamiento digital de señales

El ruido que presentan las derivaciones de salida del sistema mostradas en pantalla durante la ejecución del programa, es en su mayor parte ruido provocado por el movimiento corporal del paciente, desafortunadamente se trata de un ruido de difícil eliminación debido a su similitud con los componentes en frecuencia de interés y también su enorme amplitud con respecto a las señales cardiacas. Cabe señalar que los médicos están acostumbrados a este tipo de ruido en las señales cardiacas obtenidas en estrés, y a pesar de ello, los especialistas logran distinguir las partes que les son útiles para emitir su diagnóstico, dichas partes si se pueden distinguir en el sistema propuesto.

Las entradas del sistema cuenta con tres tipos de ruido principales, el primero es el ruido muscular y respiratorio que se acaba de describir, el segundo es de baja frecuencia (menor ó igual a 0.1

Hz) que hace oscilar la señal en un rango promedio de 500 mV pico a pico, se puede presentar al estar de pie solamente. Un ejemplo de este ruido se muestra en la figura 4.2.

Las señales sin filtrar y previamente amplificadas presentan el espectro de potencia mostrado en la figura 4.3. Como se puede observar presenta un pico elevado ubicado en 60 Hz, se trata de la interferencia provocada por la línea de alimentación alterna.

Prácticamente la distribución de potencia en los otros dos canales es similar. Como podemos ver se tienen las mayores potencias en frecuencias bajas (offset) y a 60 Hz (interferencia de línea alterna de alimentación eléctrica).

Cuando la señal cardiaca pasa por el filtro que elimina el ruido causado por la línea de alimentación eléctrica el espectro de potencia que se obtiene es tal como lo muestra la figura 4.4.

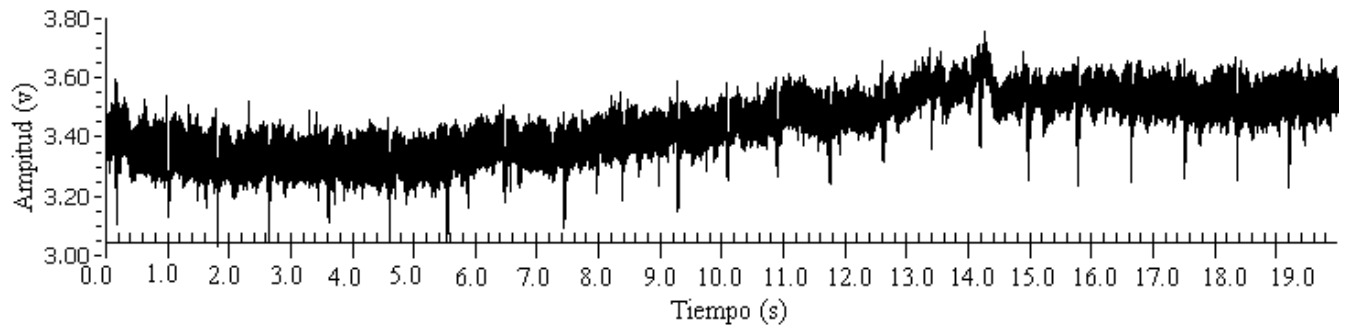


Figura 4.2. Ruido de baja frecuencia presente en una de las señales de entrada (canal 0).

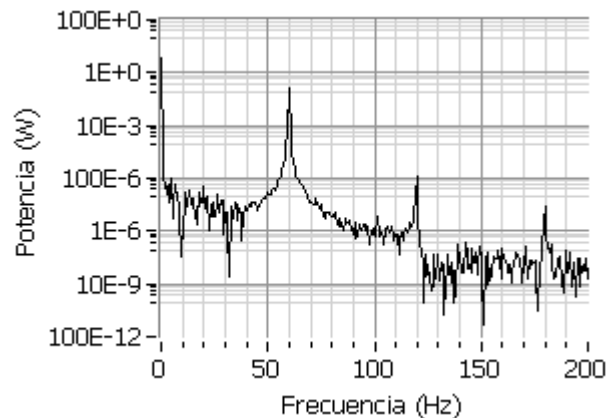


Figura 4.3. Espectro de potencia de la señal de entrada al sistema (canal 0).

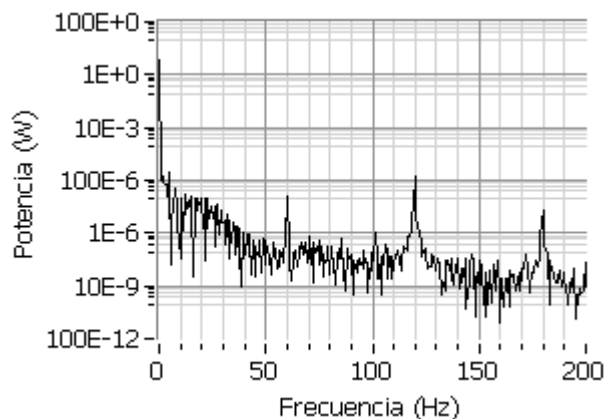


Figura 4.4. Espectro de potencia al final de la etapa 4.2 para el canal 0.

Como se puede apreciar en la figura 4.4, la señal cuenta con componentes en 60 Hz atenuadas respecto al espectro mostrado en la figura 4.3, sin embargo si existen.

Posteriormente la señal pasa por la etapa 3 en donde se acota el espectro en los límites establecidos (0.1 Hz a 150Hz). A la salida de esta etapa se cuenta con el espectro de potencia mostrado en la figura 4.5.

Como se puede ver en la figura 4.5, la potencia producida por bajas frecuencias se ha reducido considerablemente como lo muestra la tabla 4.1.

Después de la etapa 3 se realizó el filtrado apoyado con la detección del complejo QRS. Finalmente la señal de salida cuenta con el espectro de frecuencia mostrado en la figura 4.6.

El programa se realizó de tal manera que fuese lo más estable posible, este aspecto es crítico al eliminar el complejo QRS, dadas las posibles variaciones que se pueden presentar en las señales cardiacas, existe gran cantidad de posibles morfologías de las mismas, es por ello que el programa puede pasar por alto la eliminación del complejo QRS si éste no se presenta o está muy débil sin que el programa entre en un ciclo infinito al buscar algo que no va a encontrar.

Para poder comprobar que las señales no se alteran durante el filtrado, se compararon las señales cardiacas que se leen de un paciente usando el sistema presentado en este trabajo, con señales del mismo paciente obtenidas por un electrocardiógrafo para pruebas estáticas de los que existen en el mercado, y se usan en hospitales de nivel VI que son los que cuentan con instrumental médico de éste tipo. Dicha comparación se ilustra en las figuras 4.7, 4.8, 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12.

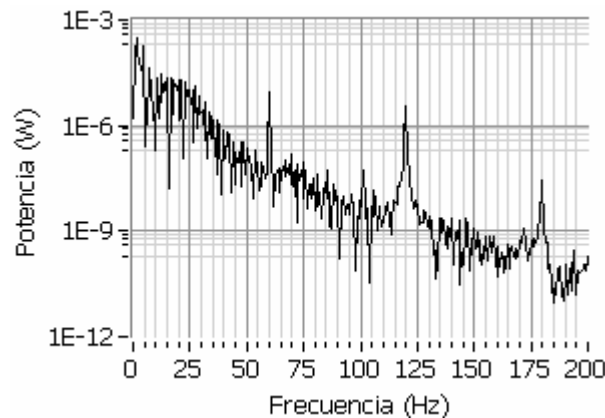


Figura 4.5. Espectro de potencia a la salida de la etapa 4.3 del canal 0.

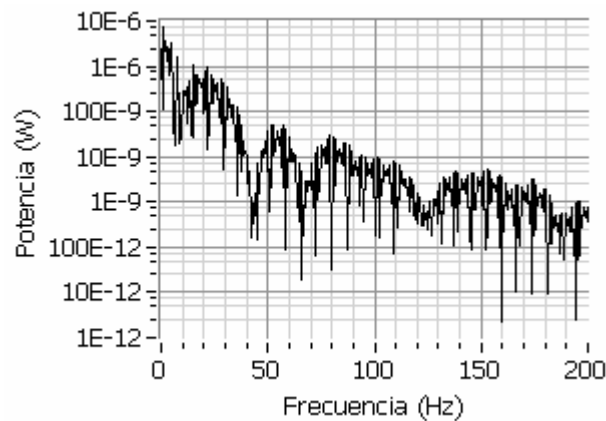


Figura 4.6. Potencia en la etapa final del electrocardiógrafo diseñado (canal 0).

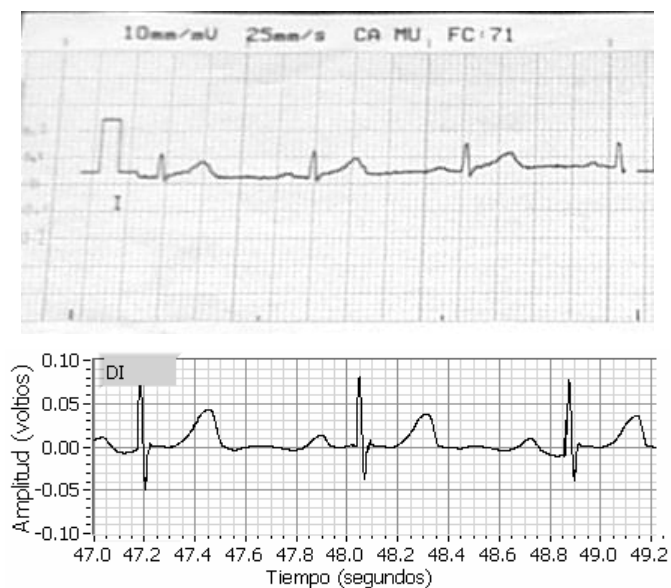


Figura 4.7. Derivación I. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, abajo: ECG obtenido.

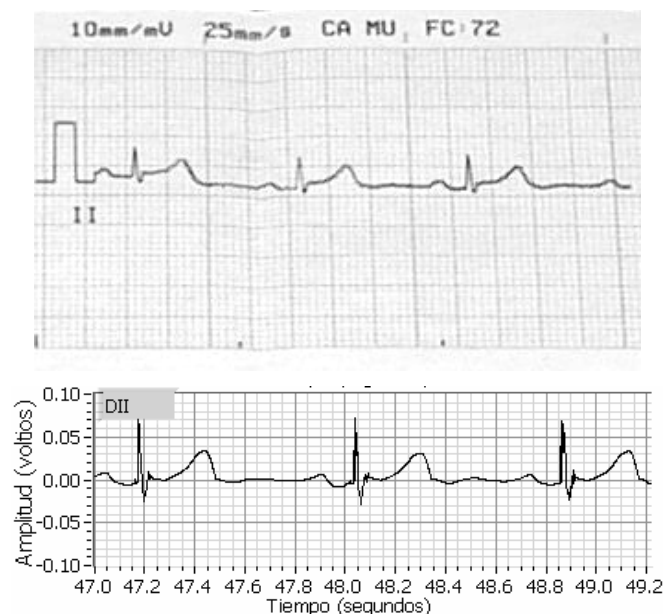


Figura 4.8. Derivación II. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, bajo: ECG obtenido.

Cabe señalar, que las señales mostradas por parte del electrocardiógrafo expuesto en este trabajo, se obtuvieron estando el paciente de pie y realizando movimientos los cuales consistían en moverse y operar la computadora, ya que el paciente era el usuario del sistema también, además los electrodos son colocados en la parte superior pectoral y parte baja lateral del abdomen, mientras que el electrocardiograma realizado por el electrocardiógrafo comercial estático, el paciente tenía que estar lo más relajado posible acostado sobre una cama y los electrodos colocados en las extremidades del cuerpo.

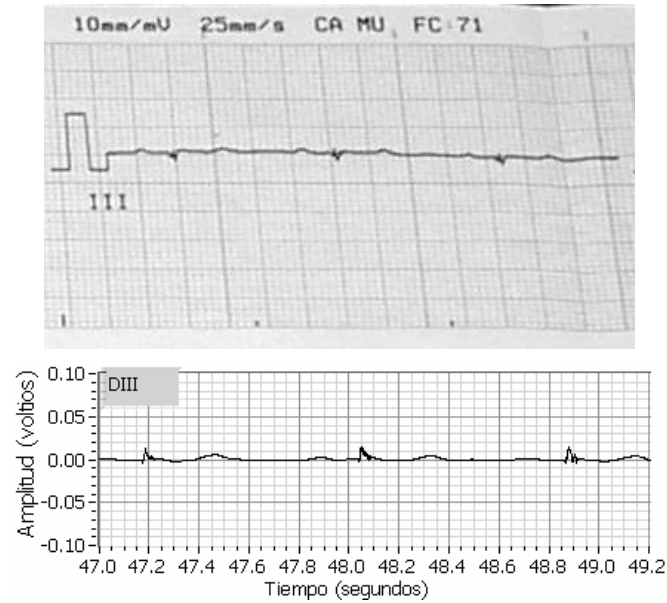


Figura 4.9. Derivación III. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial abajo: ECG obtenido.

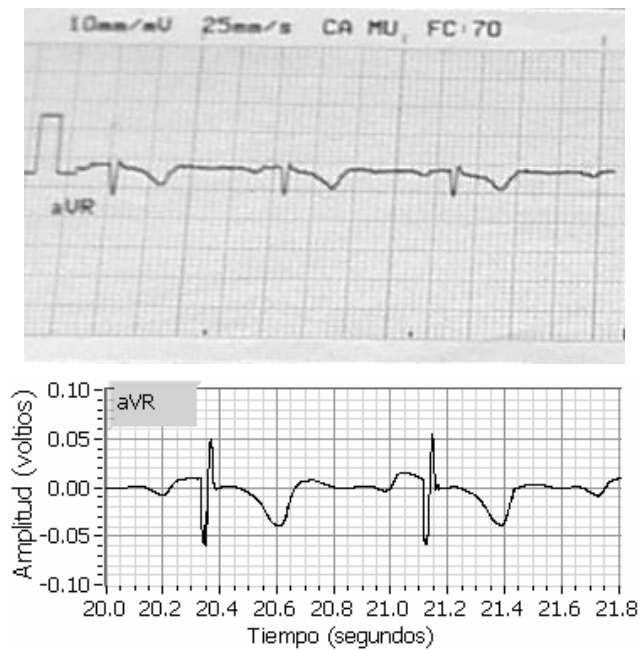


Figura 4.10. Derivación aVR. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, abajo: ECG obtenido.

No es que se esté comparando a Epesiv con un electrocardiógrafo estático, sólo es para establecer cierta referencia de comparación. También es necesario señalar la posición diferente de los electrodos, ya que esto podría influir de alguna manera, aunque sea mínima en la similitud de las señales a comparar. A pesar de esto, las características esenciales e importantes de las señales cardiacas deben permanecer inalterables.

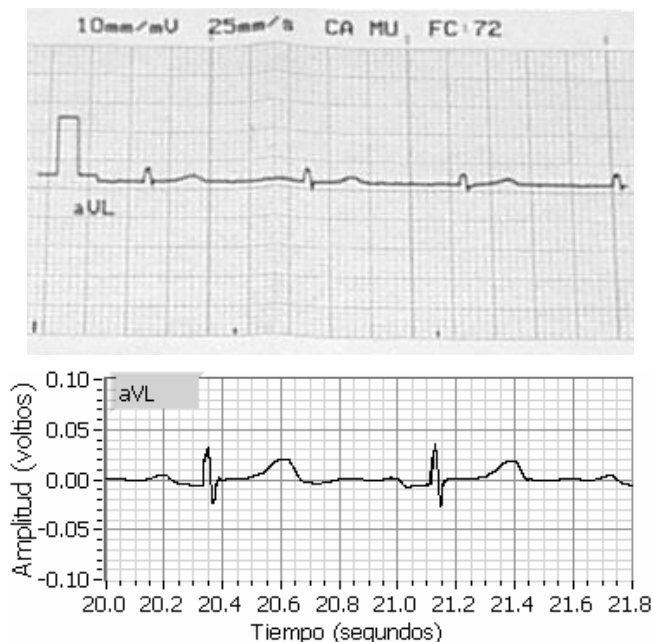


Figura 4.11. Derivación aVL. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, abajo: ECG obtenido.

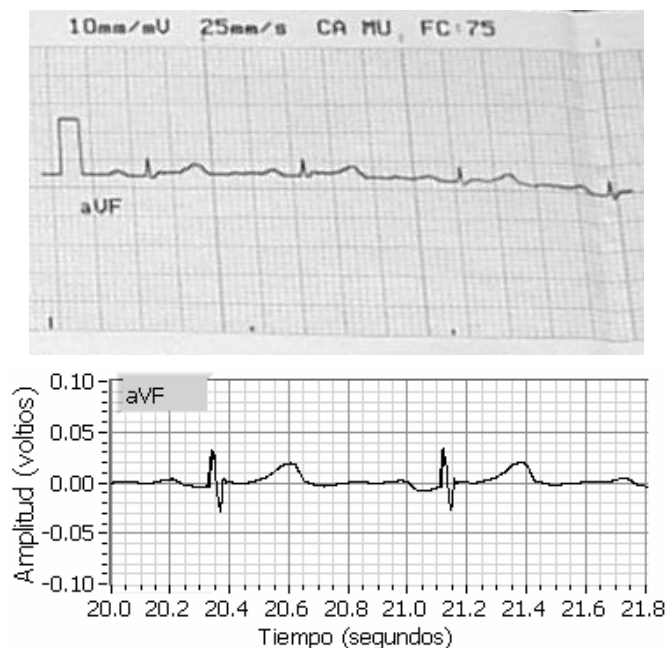


Figura 4.12. Derivación aVF. Arriba: ECG de un electrocardiógrafo comercial, abajo: ECG obtenido.

Las características más importantes que son de interés para el análisis de las señales cardíacas y que pueden servir como referencia son [5]:

- Forma y polarización característica de cada derivación cardíaca.
- Duración promedio del intervalo RR.
- Frecuencia cardíaca promedio (90-90 bpm).
- Duración promedio del intervalo PR (0.12-0.2 sec).
- Duración promedio del intervalo QRS (0.06-0.1 sec).
- Duración promedio del intervalo QT (≤ 0.40 sec).

Es necesario mencionar que los parámetros que tienen que ver con duración en tiempo, son muy variables ya que dependen de estados de ánimo, esfuerzo físico y estrés entre otras.

4.5. Presentación de señales y datos obtenidos

Resulta importante la presentación adecuada de los datos obtenidos, tanto por motivos de comparación con los datos reales, como para el análisis de las mismas por un usuario calificado.

Los electrocardiógrafos en el mercado generalmente presentan dos formas de ver las señales cardíacas: de manera simultánea (ver figura 3.30) o aíslan el pulso cardíaco de interés y lo muestran de manera individual (ver figura 3.32). Al mismo tiempo que los médicos también están acostumbrados a ver las señales cardíacas de esta manera. Obviamente el sistema que se propone no es la excepción, ya que presenta estas dos maneras de ver las señales cardíacas y aparte una ventana opcional cuya finalidad es medir de manera más exacta cualquier parámetro de interés para el usuario, ya sea en amplitud o frecuencia (ver figura 3.33).

En el caso de la presentación individual del pulso cardíaco de interés los pulsos cardíacos se presentan cada 1.5 segundos y se trata de el último pulso cardíaco en ese lapso de tiempo.

En la presentación de tres señales cardíacas de manera simultánea, la pantalla abarca a lo largo un tramo de 4 segundos de dichas señales, pasando por el monitor de derecha a izquierda. Se presentan 3 señales por pantalla, es decir, sólo las tres derivaciones unipolares o sólo las tres derivaciones bipolares, con el objetivo de que se vean más grandes y se distingan mejor.

Las características generales del sistema diseñado en este trabajo, son las siguientes:

- 6 Canales básicos (I, II, III, aVR, aVF y aVL).
- Visualización simultánea de señales.
- Visualización de un pulso aislado del resto de la señal.
- Capacidad de medir las señales en pantalla con ayuda de cursores.
- Grabado de señales.
- Indicador de intervalo RR y frecuencia cardíaca.
- Resistencia a esfuerzo físico.
- Filtrado automático.
- Resolución de 12 bits.
- Ancho de banda entre 0.1 y 150 Hz.

En la tabla 2.1 se muestra una comparativa en cuanto a características funcionales de algunos electrocardiógrafos existentes en el mercado. Para comparar dichos instrumentos con Epesiv se agrega éste a dicha tabla como lo muestra la tabla 4.1.

Tabla 4.1. Características de algunos electrocardiógrafos comerciales con respecto a Epesiv.

Marca y Modelo	Uso	No. de canales	Resolución (bits)	Ancho de banda	Presentación de datos	Análisis	Frecuencia de muestreo	Costo
Nihon Kodens Cardiofax VECG-9320	En esfuerzo	12	8	-	Solo los pulsos cardiacos y de forma simultánea	Analizador relativo de señales	-	\$12,995.00 US + IVA y gastos de envío
Cardio Com CC12D	En reposo	12	8	0.5-100 Hz	De manera simultánea con frecuencia de barrido de 0.25 seg.	Intervalo RR y frecuencia cardiaca	250 muestras por segundo	\$245.50 US + IVA y gastos de envío.
OXFORD Instruments ECG-X2	En esfuerzo	12	8	-	De manera simultánea en tiempo real	Intervalo RR y frecuencia cardiaca	-	\$13,995.00 US + IVA y gastos de envío
Epesiv	En esfuerzo	6	12	0.1-150 Hz	Solo los pulsos cardiacos y de forma simultánea	Intervalo RR y frecuencia cardiaca	1000 muestras por segundo	No está a la venta

5. Conclusiones y perspectivas

5.1. Conclusiones

El trabajo presentado en esta tesis se basa en una aplicación práctica de electrónica y procesamiento digital de señales, es decir, se pretende materializar los conocimientos adquiridos en un instrumento útil, acorde con las necesidades y aprovechando el avance tecnológico en el ámbito de la instrumentación virtual, procesamiento digital de señales y electrónica. Para la comprensión adecuada de las señales cardiacas la investigación también involucra conocimientos relacionados con ingeniería biomédica.

El sistema desarrollado se basa en procesamiento digital con el objetivo de crear un instrumento virtual eficiente. Debido a la existencia en la universidad de la tarjeta de adquisición PCI-6024E y el lenguaje de programación LabView ambos de la firma National Instruments, se facilita el desarrollo de instrumentación virtual, razón por la cual se emplean en este trabajo. La tarjeta de adquisición ofrece características funcionales suficientes para el desarrollo del sistema y el software facilita el diseño de interfaz de usuario además de que puede operar con otras tarjetas de adquisición.

De acuerdo a los objetivos planteados en el presente trabajo de tesis se tienen las siguientes conclusiones:

Para lograr adquirir las señales adecuadamente se diseñó un amplificador de tres canales, el cual capta las señales provenientes de los electrodos ubicados de manera adecuada y las amplifica diferencialmente, obteniendo así las derivaciones bipolares cardiacas con una amplitud máxima de 0.7 Vpp como se explica en el tema 3.2.3 del capítulo 3. En la amplificación de señales se emplearon dos etapas de amplificadores de instrumentación AD620 de la firma Analog Devices, con potenciómetros que compensan el offset característico de cada derivación cardiaca, cabe señalar que los amplificadores usados son de aplicaciones médicas entre otras. El amplificador únicamente cuenta con capacitores de 1 μ F para ruido de alta frecuencia, sin embargo las señales de salida cuentan aún con gran cantidad de ruido al grado de no ser distinguibles las señales cardiacas.

Posteriormente se pretende diseñar una etapa de procesamiento adecuada para extraer las señales cardiacas de las señales obtenidas del amplificador. Antes de aplicar cualquier técnica de procesamiento es necesario filtrar la señal hasta donde sea posible sin deformarla, para esto se emplean filtros de tipo IIR, uno Cheychev II para eliminar la componente de 60 Hz provocada por la interferencia de la línea de alimentación alterna y otro Butterworth para eliminar las componentes de frecuencias ubicadas arriba y abajo del rango de frecuencias usado por los electrocardiógrafos

comerciales que es de 0.1 Hz a 150 Hz. En un principio se empleó un técnica que consiste en la identificación y eliminación temporal del complejo QRS basándose en la detección de picos y valles en la señal cardiaca sin embargo pronto se advirtieron errores en el programa, debido a la inestabilidad de las señales otorgadas por el amplificador cuando el paciente se encontraba realizando algún esfuerzo físico y también por que el algoritmo del programa no contempla alteraciones morfológicas en las señales cardiacas provocadas precisamente por el estrés. Ante esta situación se pensó en otro modo de identificación del complejo QRS de las señales cardiacas, haciendo una analogía con la identificación de bordes en imágenes digitales, se emplea un filtro de mediana para separar las frecuencias bajas (ondas P, T y ruido de baja frecuencia) de las frecuencias altas (complejo QRS y ruido de alta frecuencia), a la primer señal únicamente se filtra un poco y se obtienen las ondas P y T casi sin ruido, no así para la señal de frecuencias altas, en este caso es necesario identificar el complejo QRS mediante comparaciones en amplitud como se explica en el tema 3.2.4.2 del capítulo 3.

En la interfaz con el usuario como en la mayoría de los electrocardiógrafos comerciales, las señales se presentan de forma simultánea y mostrando únicamente un pulso cardiaco, en éste sentido, el software LabView resulta muy amigable en el diseño de ventanas e indicadores ya sean gráficos o digitales.

Finalmente se realiza una comparación de las señales obtenidas por Epesiv y las obtenidas por electrocardiógrafos comerciales, para esto, se obtiene un ECG al mismo paciente en los dos electrocardiógrafos. A pesar de la diferencia de tiempos en los que fueron tomados dichos ECG's, el diferente estado de ánimo por parte del paciente durante los muestreos y la diferente ubicación de los electrodos ya que el ECG comercial es en reposo y el ECG obtenido por Epesiv es en estrés, ambas señales electrocardiográficas son similares, tomando en cuenta determinados parámetros de comparación especificados en el tema 4.4 del capítulo 4.

En general la valoración del trabajo propuesto en ésta tesis es positiva, la intención en el aspecto práctico del sistema es importante, además de que el método empleado en procesamiento de las señales cardiacas representa un camino viable para la eliminación del elevado ruido que se presenta en dichas señales cuando el paciente se encuentra realizando algún esfuerzo físico.

5.2. Perspectivas

Se trata de un trabajo con posibilidades de ampliación en su funcionamiento, ya que es posible agregar nuevos subsistemas, tales como:

- Detección de parámetros importantes en la señal cardiaca (intervalos PR, QRS y PT entre otros).
- Desarrollo de un sistema experto que determine el padecimiento cardiaco de acuerdo con las características de las señales obtenidas.
- Implementar un sistema para pruebas a distancia, ya sea vía Internet, teléfono, o señales RF.

Debido a que las señales de salida del sistema diseñado en realidad son un conjunto de datos digitales, los proyectos antes mencionados son realizables.

Bibliografía

- [1] Arenas, J.: Electrocardiografía Normal y Patológica. McGraw-Hill, segunda edición, Caracas, 2000.
- [2] Blonsey, R. & Malmivuo, J.: Bioelectromagnetism. Oxford University Press, primera edición, New York, 1995.
- [3] Coughlin, R. y Driscoll F.: Amplificadores Operacionales y Circuitos integrados Lineales. Prentice Hall, cuarta edición, México, 1993.
- [4] Defenderfer G.: Instrumentación Electrónica. Interamericana, México, 1990.
- [5] García, A.: Guía Práctica de Interpretación Ecg. Ergon, segunda edición, Madrid, 1994.
- [6] Gardiner, J.: ¿Qué nos dice el ECG?. Edika-Med, Barcelona, 1990.
- [7] Oppenheim, A, y Schafer, R.: Tratamiento de señales en tiempo discreto. Prentice Hall, segunda edición, España, 1999.
- [8] Proakis, j. y Manolakis, D.: Tratamiento digital de señales. Prentice Hall, tercera edición, España, 1998.
- [9] Webster, J. & Houghton, M.: Medical Instrumentation, Application and Design. Cambridge, Press, primera edición, 1992.
- [10] Welkowitz, W., Deutch, S. & Akay, M: Biomedical Instruments, Theory and Design. Academic Press, New York, 1992.

Sitios de Internet

- [URL7] <http://www.cal.nbc.upenn.edu> “imágenes relacionadas con la ubicación de los electrodos en el cuerpo” (junio 2003)
- [URL5] <http://www.cardioglobal.com.ar> “imágenes y características de electrocardiógrafos en el mercado” (junio 2003)
- [URL8] <http://www.corexcel.com> “descripción teórica y gráfica de cada una de las derivaciones cardiacas y la obtención matemática de las derivaciones unipolares” (julio 2003)
- [URL11] <http://www.digital.ni.com> “teoría relacionada con instrumentación virtual” (julio 2003)
- [URL6] <http://www.espol.edu.ec> “definición y teoría de electrodos” (julio 2003)

-
- [URL2] <http://www.invdes.com.mx> “proyecto relacionado con esta tesis, de la UAM” (julio 2003)
- [URL3] <http://www.mapaweb.com> “sistema nervioso que interviene en la actividad eléctrica del corazón” (mayo 2003)
- [URL9] <http://www.miami-med.com> “imágenes y características de electrocardiógrafos comerciales” (julio 2003)
- [URL10] <http://www.sine.ni.com> “características de la tarjeta de adquisición de datos PCI-6024E de la firma National Instruments” (mayo 2003)
- [URL4] <http://www.unne.edu.ar> “sistema electrocardiográfico propuesto por National Instruments” (junio 2003)
- [URL1] <http://www.601help.com> “normas establecidas para la construcción, funcionalidad y seguridad de un electrocardiógrafo” (mayo 2003)

Glosario

A

Auriculoventricular, nodo: Ubicado entre los dos ventrículos cardiacos y se caracteriza por permitir el paso de los impulsos eléctricos cardiacos que viajan hacia el Haz de His.

B

Bobina: Está formada básicamente por un hilo conductor arrollado en espiras, en torno a un núcleo ferromagnético.

C

Cardiaca, arritmia: Perturbación del ritmo cardiaco. Las arritmias cardiacas reconocen cuatro grandes causas, dependientes de las propiedades fisiológicas del miocardio: trastornos del estímulo, de la excitabilidad, de la conductividad y de la contractibilidad del músculo cardiaco.

Corazón: Órgano muscular impar y hueco, situado en el mediastino, espacio del centro del tórax entre ambos pulmones. Gracias a la contracción de sus paredes, la sangre circula por los vasos sanguíneos. El corazón tiene forma cónica y está dividido en cuatro cavidades.

D

Derivación: Cada uno de los diferentes trazados obtenidos según la colocación de los electrodos.

Diástole: Segunda fase del ciclo cardiaco después de la sístole; se abren las válvulas mitral y tricúspide, se cierran las semilunares y se produce la dilatación de las cavidades cardiacas.

E

Electrodo: Dispositivo que convierte potenciales iónicos en potenciales eléctricos.

Electrocardiograma: Representación gráfica de la actividad eléctrica detectada a través de electrodos situados en la superficie corporal (ECG).

Electrómetro: Aparato que mide las diferencias de potencial que originan las cargas eléctricas estacionarias inducidas en hilos, hojas, láminas, etc.

H

His, haz de: Conjunto de fibras nerviosas cardíacas que transmiten los impulsos eléctricos enviados por el cerebro.

I

Infarto al miocardio: Se produce por oclusión de un vaso coronario, generalmente por trombosis del mismo o por espasmo prolongado de una rama arterioesclerótica. Da origen a un cuadro de dolor anginoso que no cede con los vasodilatadores, y cuya gravedad depende de la extensión del proceso, pudiendo provocar el colapso o la muerte por rotura de la pared cardíaca. Si la lesión producida es leve, puede cicatrizar y permitir un comportamiento cardíaco normal o seminormal.

M

Miocardio: Tejido muscular específico del corazón, de tipo estriado pero de contracción involuntaria.

P

Pecho, angina de : Síndrome que se manifiesta por dolor torácico, generalmente irradiado al brazo izquierdo y que es causado por isquemia cardíaca.

V

Ventrículo: Cada una de las dos cavidades inferiores derecha e izquierda del corazón, que respectivamente impulsan la sangre a la arteria pulmonar y a la aorta.

A. Manual de usuario de Epesiv

A.1. Conexión del módulo de amplificación

El cable de enlace y alimentación, alimenta al módulo de amplificación y conecta las 3 salidas bipolares del mismo con la computadora mediante la tarjeta de adquisición de datos. Esta conexión se realiza como se muestra en la figura A.1.

En el otro extremo del cable de enlace y alimentación es conectado al módulo de amplificación, como lo muestra la figura A.2.

Los cables correspondientes a los electrodos se conectan al cuerpo del paciente como lo indica la figura A.3.

Se recomienda lavar con agua limpia y quitar el bello en las áreas donde se colocan los electrodos. El módulo de amplificación se puede colocar en los bolsillos del pantalón o la cintura de la falda en caso de mujeres, se recomienda también que las prendas de vestir no tengan contacto con los broches de los electrodos.

Las figuras A.4 y A.5, muestran el módulo de amplificación junto con sus cables de conexión. La figura A.6, muestra el uso del sistema diseñado en este trabajo.

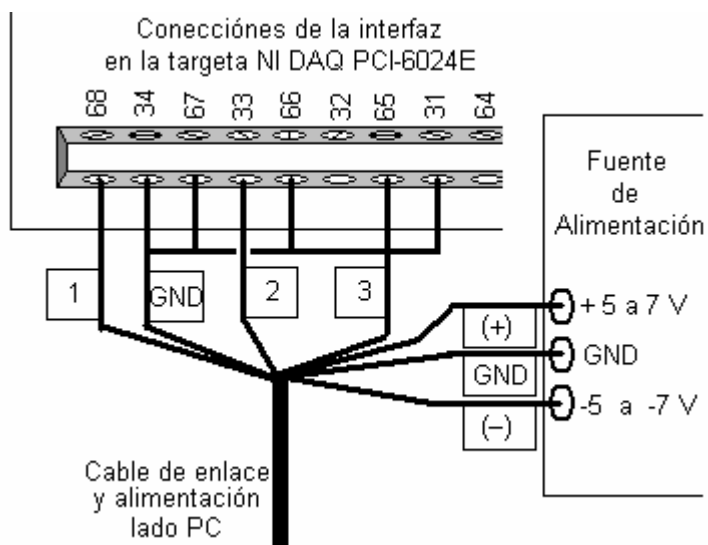


Figura A.1. Conexiones del cable de enlace y alimentación lado PC y fuente.

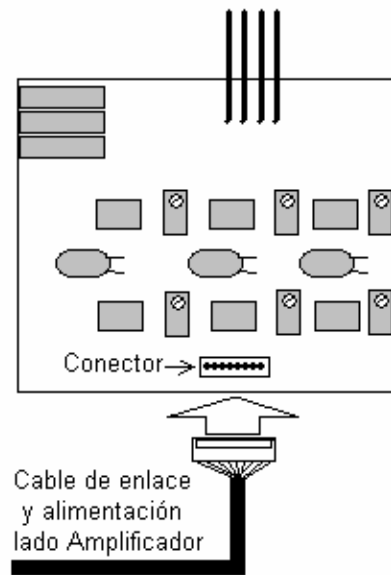


Figura A.2. Conexión del cable de enlace y alimentación con el módulo amplificador.

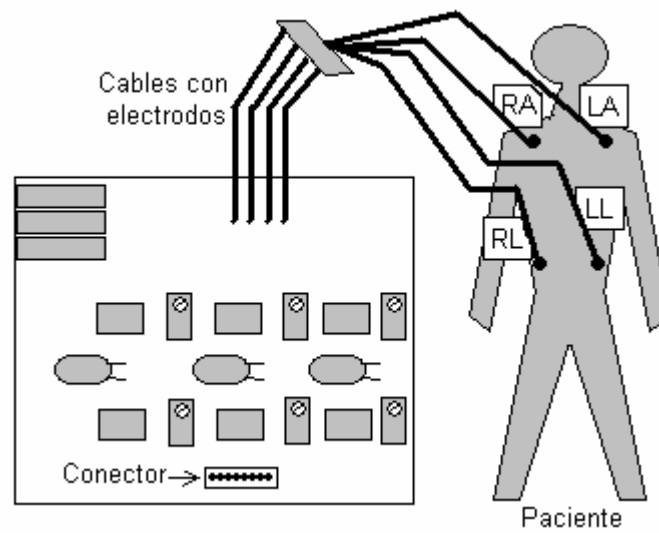


Figura A.3. Conexión de los cables con electrodos al cuerpo del paciente.

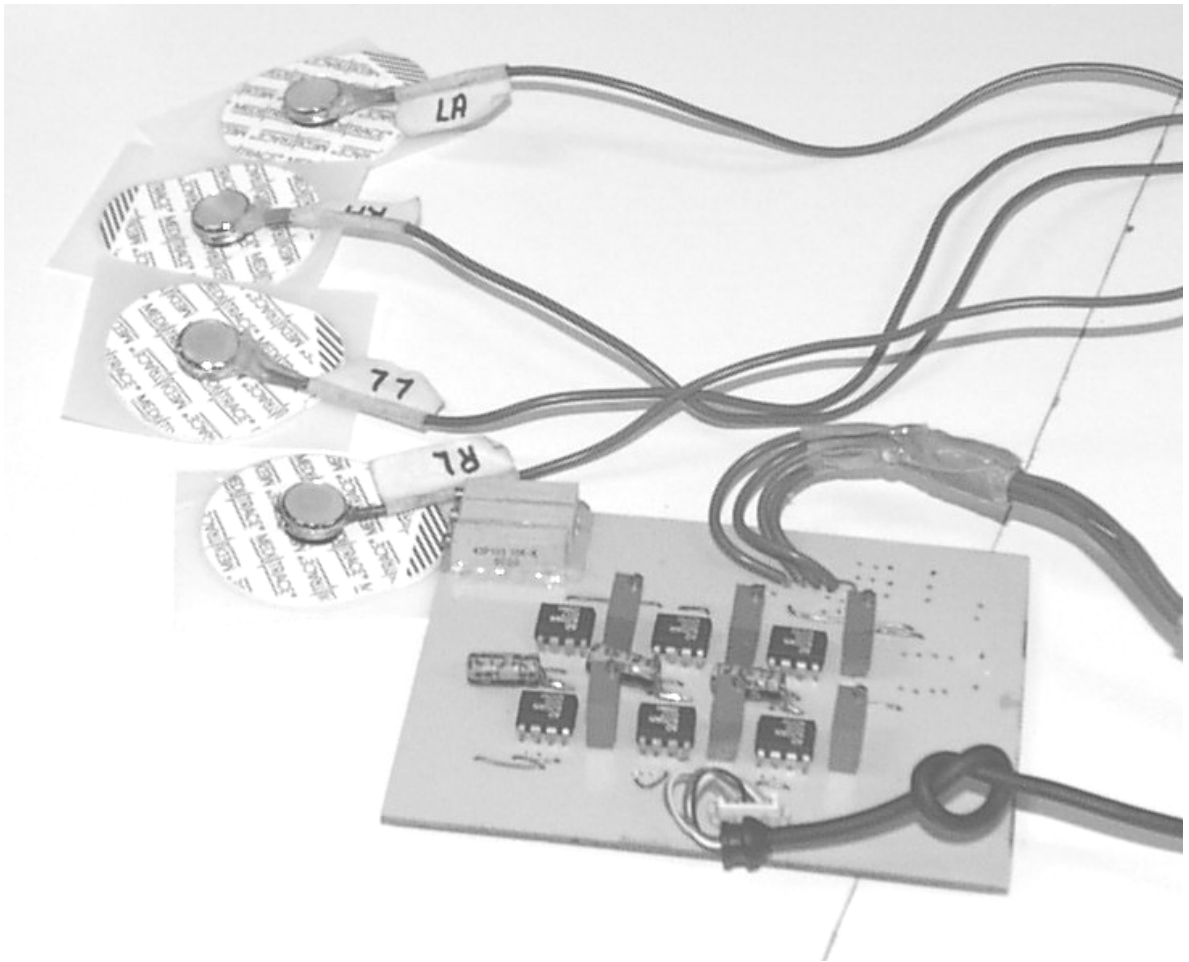


Figura A.4. Módulo amplificador y los cables de electrodos.

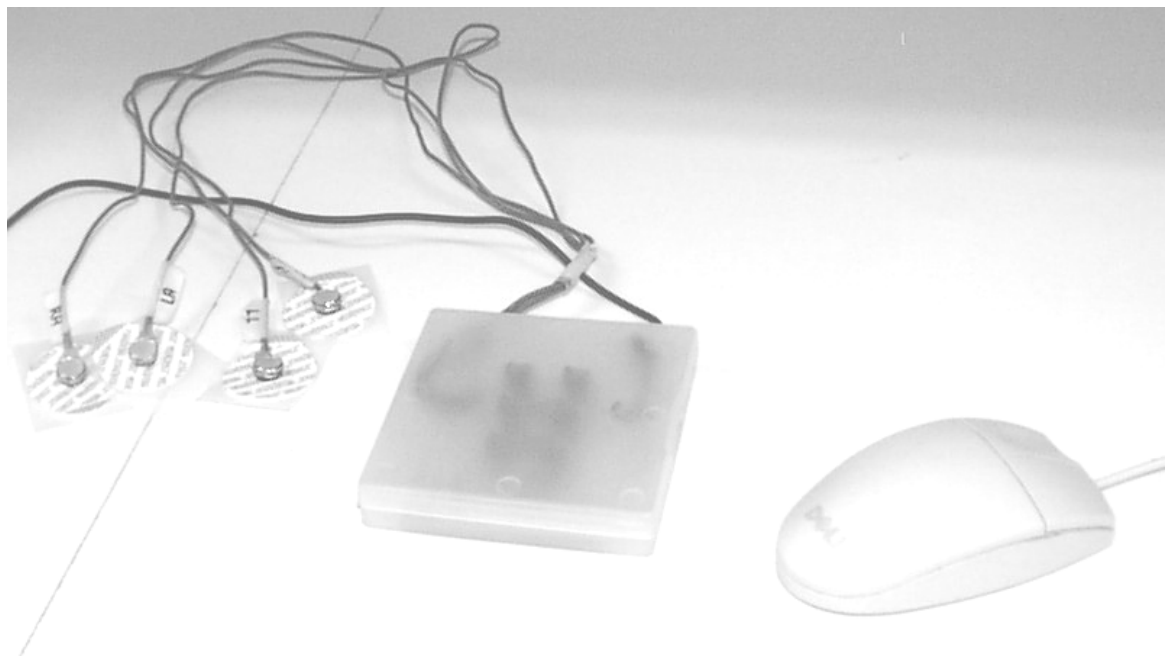


Figura A.5. Electrodo y módulo de amplificación comparado con el ratón de la PC.

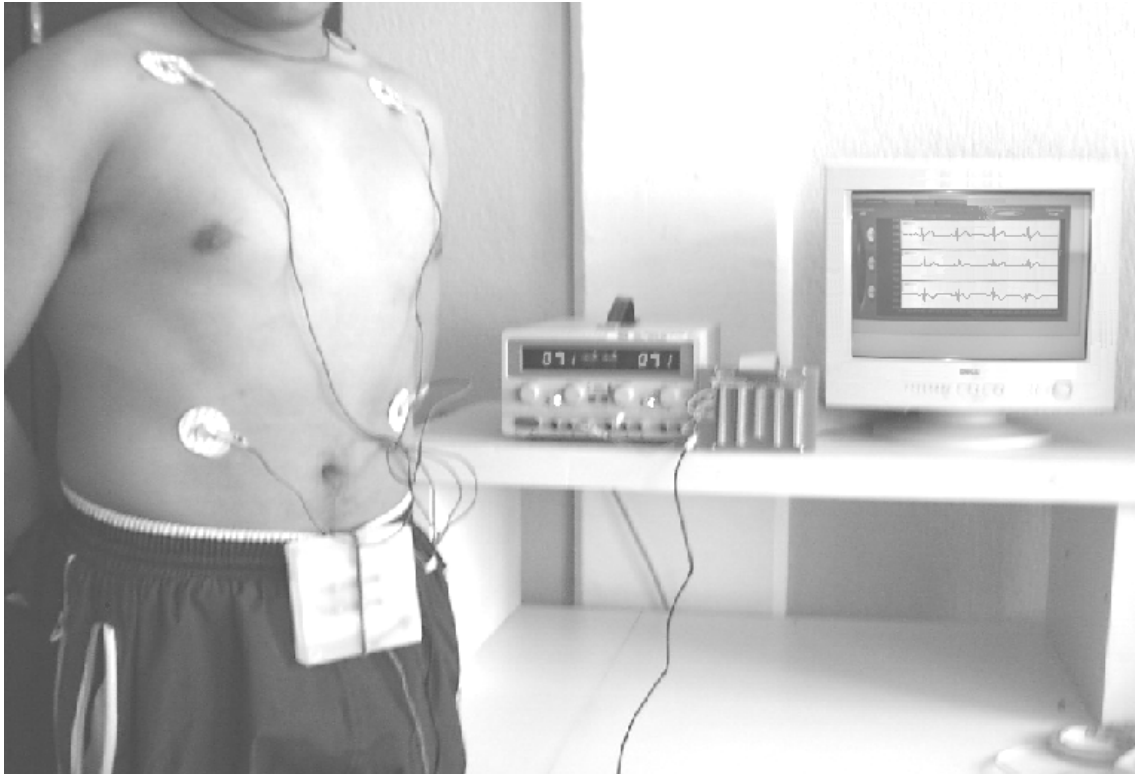


Figura A.6. Funcionamiento del sistema.

A.2. Requerimientos mínimos del sistema

De acuerdo al manual de usuario de LabView, los requerimientos mínimos son los siguientes:

- Memoria RAM: 32 MB.
- Espacio en disco duro: 65 MB (instalación típica).
- Sistema operativo: Windows 95/98/Me/2000/XP/NT
- Procesador: gama Pentium.
- Resolución de pantalla de 800 x 600 píxeles
- Color de 16 bits.

Conjunto de programas pertenecientes al electrocardiógrafo.

- | | |
|-------------------------|----------|
| • Electrocardiógrafo.VI | 1,574 KB |
| • Cursorhistory.VI | 131 KB |
| • Manual.VI | 97 KB |
| • Saliroseguir.VI | 27 KB |
| • Scandatos.VI | 46 KB |

A.3 Ventanas de interfaz del programa

A.3.1. Menú inicial

Cuando el programa inicia su ejecución, presenta un menú de inicio mostrado en la figura A.7, y cuenta con las siguientes opciones:

- **Grabar/Obtener señales:** Esta opción permite grabar las señales obtenidas del paciente o, en caso de que no querer grabarlas, pueden visualizarse simultáneamente o de manera individual.
- **Leer señales grabadas:** Se elige esta opción si se quieren leer archivos de señales cardiacas previamente grabadas. En este caso solo funcionan las ventanas de “Señal leída” y “Datos personales”.
- **Salir:** Para abandonar el programa.

A.3.2. Pantalla principal

En seguida del menú inicial se presenta la pantalla principal en donde se tienen las opciones e indicadores mostrados por la figura A.8 y se describen a continuación.

Menú de inicio: Detiene la adquisición de señales y presenta el menú de inicio.

Ventanas: Son ventanas sobrepuestas que se seleccionan al elegir la pestaña correspondiente y se tienen las siguientes opciones:

- **Portada:** Presenta información referente a créditos del trabajo, tal como se muestra en la figura A.9.
- **Simultáneas:** Es en donde se despliegan tres canales de manera simultánea, ya sea de derivaciones bipolares o unipolares (figura A.10).

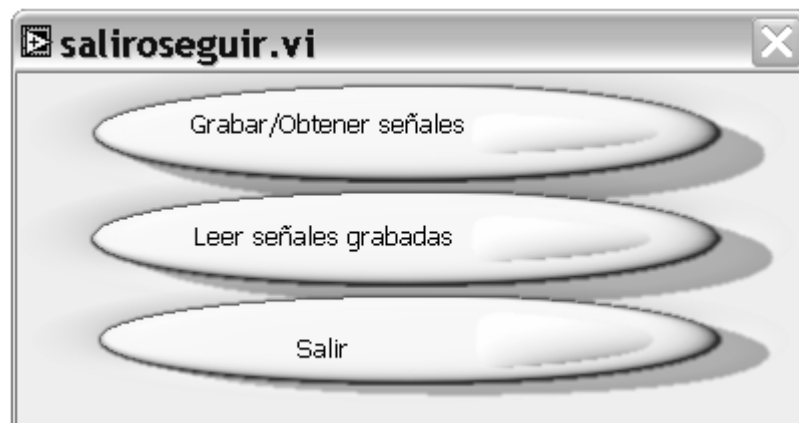


Figura A.7. Ventana de menú inicial.



Figura A.8. Opciones de la pantalla principal.

- **Señales individuales:** Esta ventana cuenta con un indicador gráfico que presenta solamente un pulso aislado del corazón de una derivación en particular (figura A.11).

- **Señal leída:** Cuenta también con un indicador gráfico que presenta las señales que han sido guardadas previamente (A.12).
- **Datos personales:** Aquí se presenta información personal del paciente. Tal como se muestra en la figura A.13.

Indicadores: Son dos indicadores digitales que despliegan información siempre que se esté adquiriendo una señal cardíaca. Dichos indicadores se describen a continuación:

- **Intervalo RR:** Presenta la distancia en segundos entre cada pico del complejo QRS.
- **Pulsos por minuto:** Indica las palpitations por minuto en base al intervalo RR.

A.3.3. Ventana de obtención de datos personales del paciente

Esta ventana aparece inmediatamente después de haber seleccionado “Grabar/Obtener señales”. Aquí se introducen algunos datos importantes del paciente. Dicha ventana se muestra en la figura A.14.



Figura A.9. Ventana de la Portada.

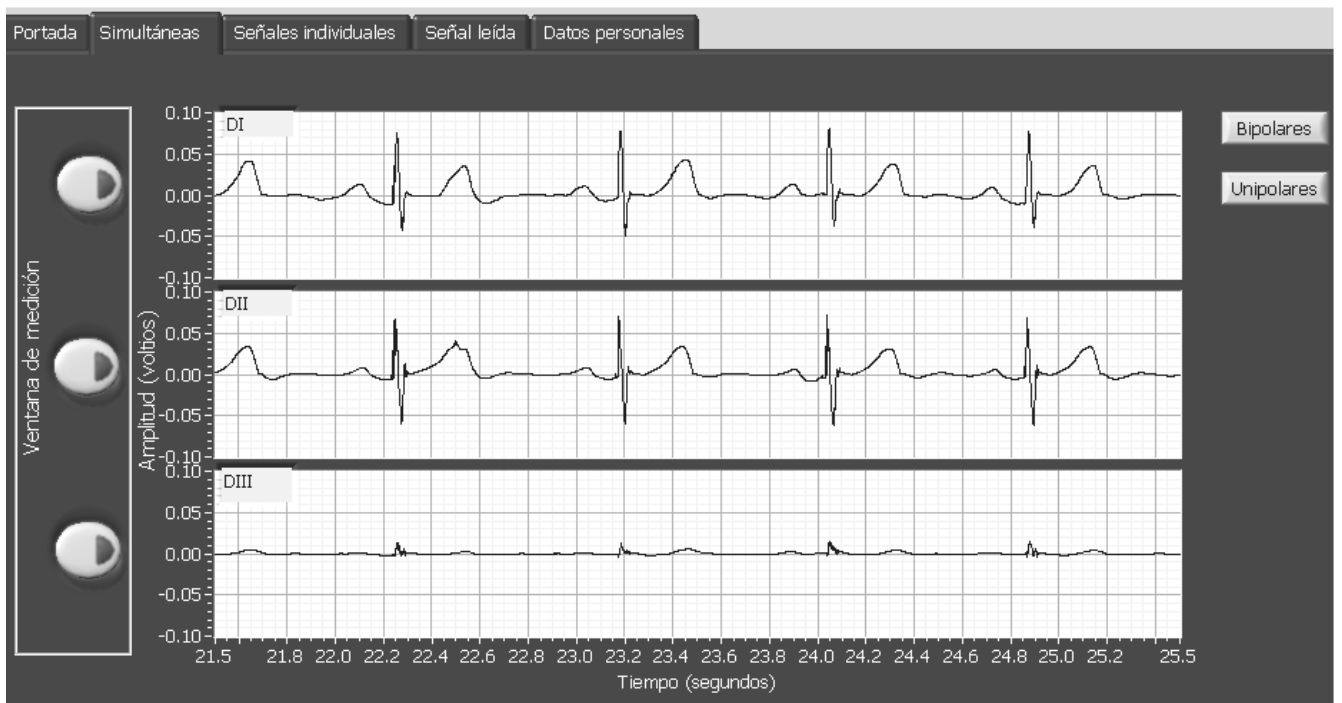


Figura A.10. Ventana de Señales simultáneas.

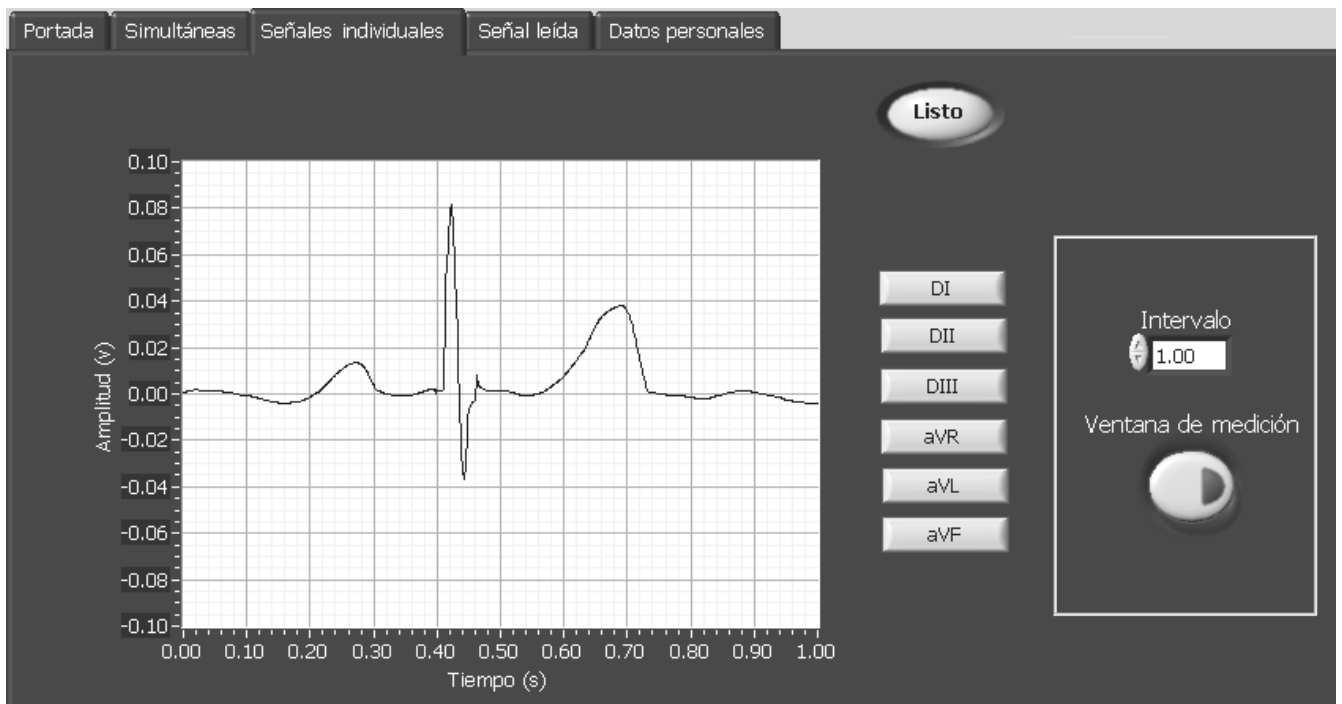


Figura A.11. Ventana de Señales Individuales.

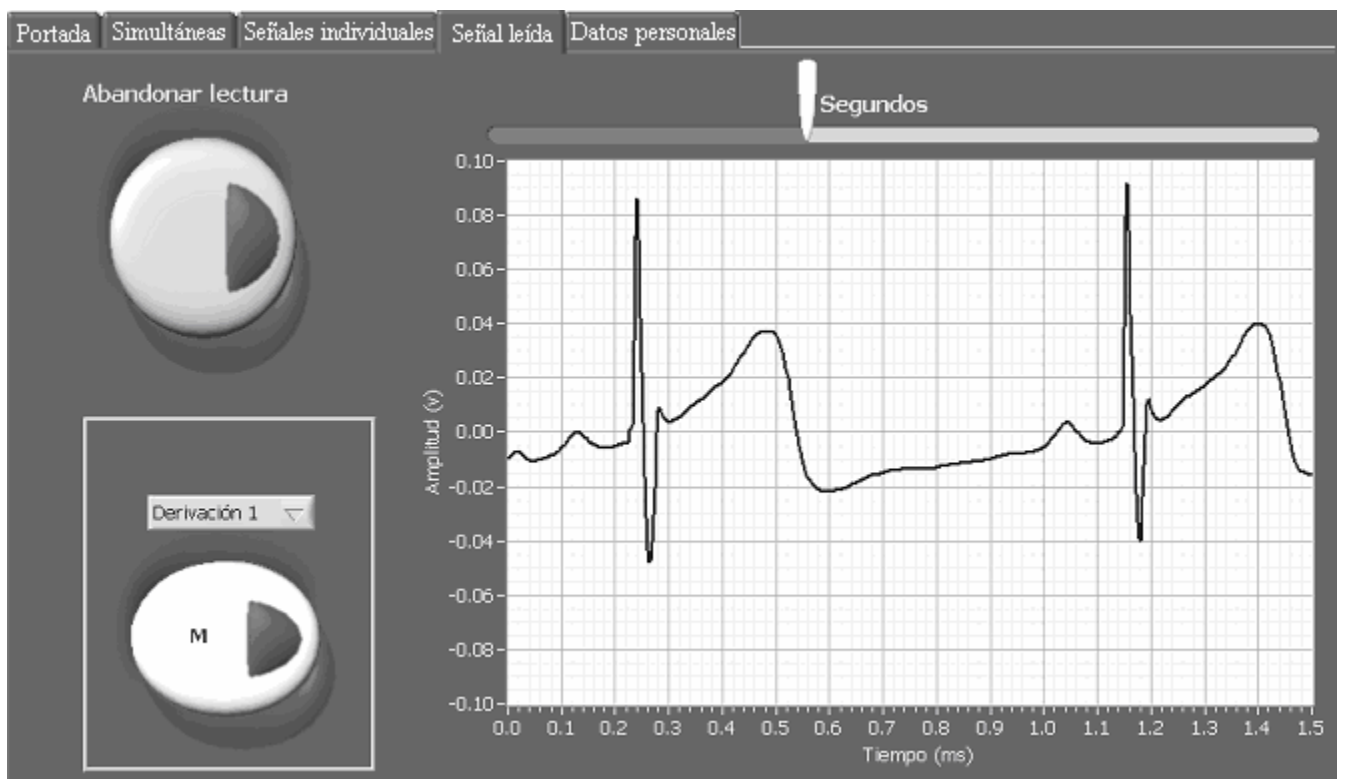


Figura A.12. Ventana de Señal leída.

Nombre	Arturo Hernández Méndez	Comentarios Señal muestra, obtenida mientras se está de pie, en una casa habitación con elevado ruido provocado por la línea de alimentación alterna.
Edad	24	
Sexo	Masculino	
Peso	87	
Altura	174	
Fecha	Miércoles, 19 de Febrero de 2003	

Figura A.13. Ventana de Datos personales.

Figura A.14. Ventana de obtención de datos personales.

A.3.4. Ventana para guardar un archivo

Esta ventana sirve para darle nombre al archivo que se quiere guardar (ver figura A.15), tiene como nombre propuesto el nombre del paciente que haya sido anotado en la ventana de datos del paciente. La ventana usada para leer un archivo es similar.

A.3.5. Ventana de mediciones

Esta ventana cuenta con un indicador gráfico de señales, dicho indicador está configurado de tal forma que presenta cuatro cursores, dos en el tiempo y dos en la amplitud, dichos cursores pueden ser desplazados horizontal y verticalmente con ayuda del ratón de la computadora, en la parte lateral izquierda cuenta con indicadores digitales que indican la diferencia de posición entre cada par de cursores. Esta ventana puede ser llamada desde **Señales simultáneas**, **Señales individuales** y **Señal leída**.

A.4. Uso del programa

A.4.1. Visualización y medición de las señales cardiacas de manera simultánea

- En el menú inicial seleccionar la opción **Grabar/Obtener señales**.
- Aparecerá la ventana de obtención de datos del paciente. Si no quiere proporcionar datos solo dar **Aceptar** a esta ventana, en caso de que si quiera darlos, puede hacerlo.
- Posteriormente aparece la ventana de guardar archivo, seleccione **Cancelar**.

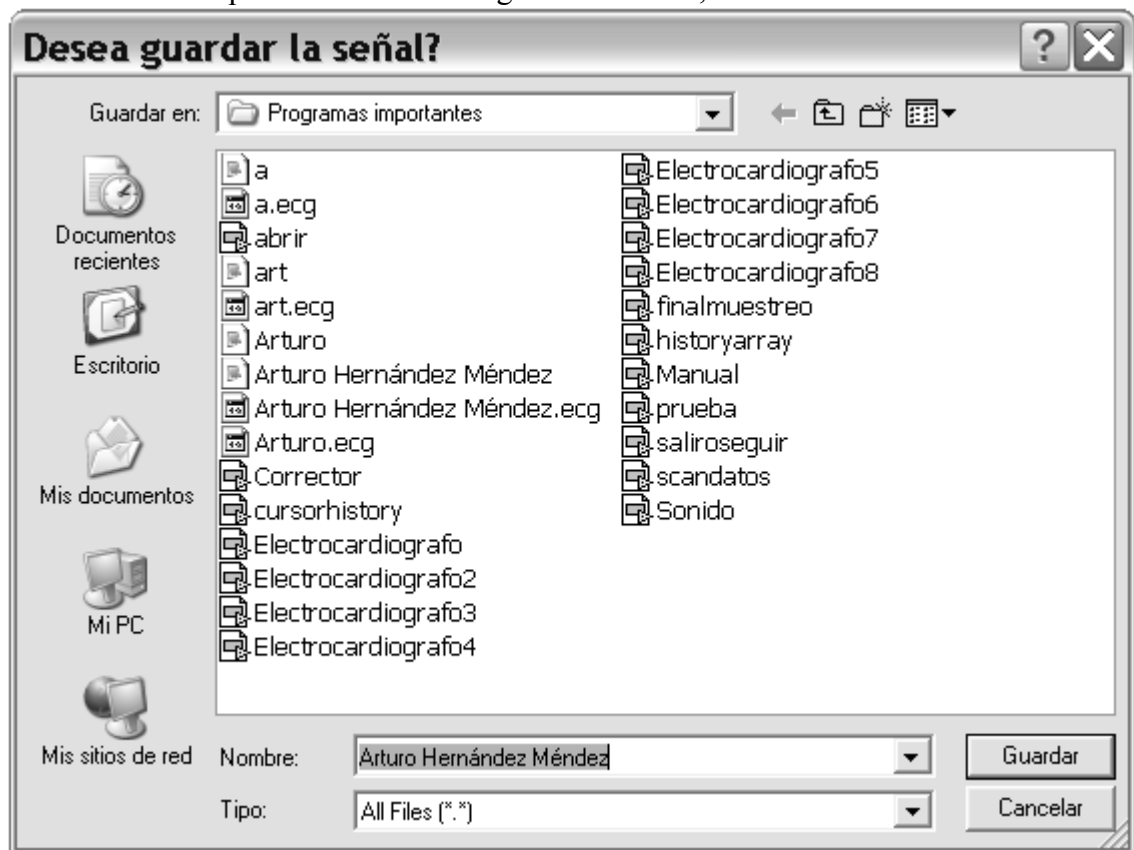


Figura A.15. Ventana para guardar un archivo.

- Elegir la ventana llamada **Señales simultáneas**.

- Seleccionar con el botón **Unipolares/Bipolares**, las señales deseadas.
- En caso que se quiera analizar la información personal del paciente seleccionar la ventana **Datos personales**.
- Si se quiere medir uno de los canales de las señales desplegadas, pulsar el botón que está en el área de mediciones, y aparecerá la ventana de **Mediciones**. Para salir de ella pulsar el botón **Salir**, y retorna el mando a la ventana de **Señales simultáneas**.
- Para regresar al menú inicial pulsar el botón **Menú**.

A.4.2. Visualización de señales aislando el pulso cardiaco

- En el menú inicial seleccionar la opción **Grabar/Obtener señales**.
- Aparecerá la ventana de obtención de datos del paciente. Si no quiere proporcionar datos solo dar **Aceptar** a esta ventana, en caso de que si quiera darlos, puede hacerlo.
- Posteriormente aparece la ventana de guardar archivo, seleccione **Cancelar**.
- Elegir la ventana llamada **Señales individuales**.
- Seleccionar con el botón **Derivación**, las señales deseadas.
- Ajustar con el control llamado **Ancho de señal** el ancho en segundos de la señal desplegada, el programa automáticamente centra el complejo QRS en el centro del indicador gráfico.
- En caso que se quiera analizar la información personal del paciente seleccionar la ventana **Datos personales**.
- Si se quiere medir la señal desplegada, pulsar el botón llamado **Ventana de medición**, y aparecerá la ventana de **Mediciones**. Para salir de ella pulsar el botón **Salir**, y retorna el mando a la ventana de **Señales individuales**.
- Para regresar al menú inicial pulsar el botón **Menú**.

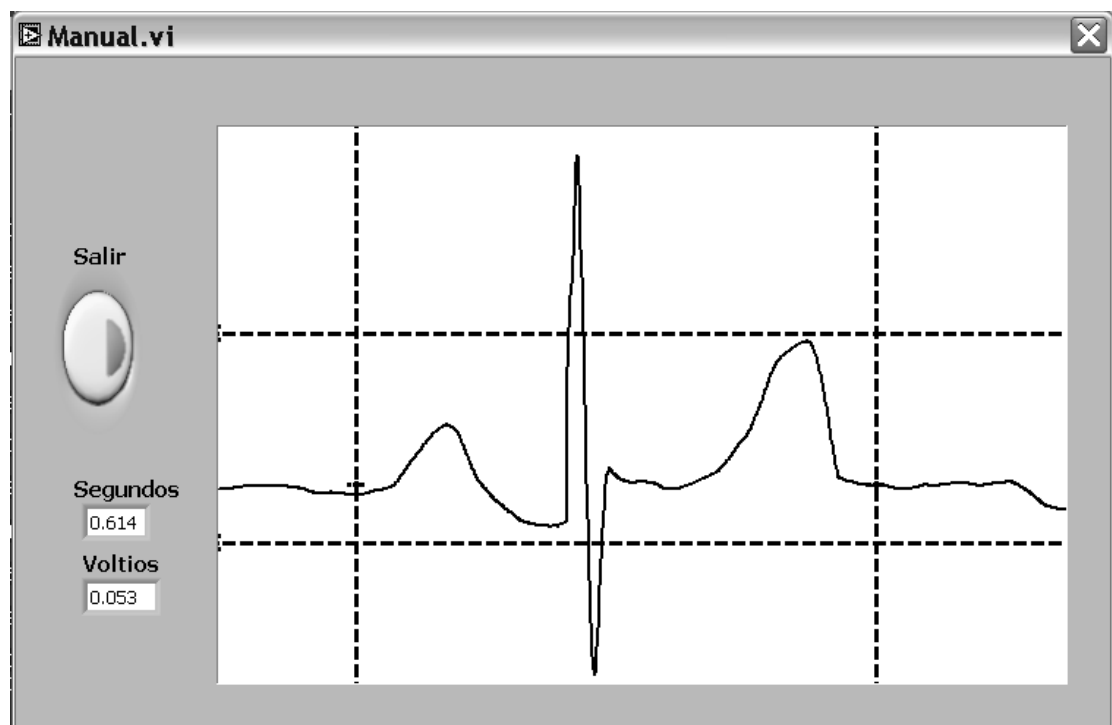


Figura A.16. Ventana de Mediciones.

A.4.3. Almacenar datos en un archivo

- En el menú inicial seleccionar la opción **Grabar/Obtener señales**.
- Aparecerá la ventana de obtención de datos del paciente, donde coloca los datos que crea pertinentes. Elegir **Aceptar** a esta ventana.
- Posteriormente aparece la ventana de guardar archivo, el nombre propuesto para el archivo corresponde al nombre del paciente introducido anteriormente. La extensión de los archivos debe de ser **.ECG**, en caso contrario se marca un error.
- Dar **Guardar** a esta ventana.
- De inmediato el programa comienza la grabación indicando con una luz verde en el extremo lateral izquierdo de la ventana de **Señales simultáneas**.
- Para detener la grabación pulsar el botón llamado **Menú**, y el programa retorna al menú inicial.

A.4.4. Lectura de señales grabadas

- En el menú inicial seleccionar la opción **Leer señales grabadas**.
- Aparecerá una ventana en donde debe indicar el archivo con extensión **.ECG** a abrir. En caso de que no sea con la extensión mencionada el programa marca un error. Una vez seleccionado, elegir **Abrir** a esta ventana.
- El programa automáticamente se coloca en la ventana de **Señal leída**, con el botón deslizable localizado en la parte superior del indicador gráfico, ubicar la parte de la señal grabada que se quiere ver.
- En el recuadro blanco ubicado en la esquina inferior izquierda de la ventana se encuentra un botón de color verde, con el cual puede seleccionar la derivación deseada.
- En caso que se quiera analizar la información personal del paciente seleccionar la ventana **Datos personales**.
- Si se quiere medir la señal desplegada, pulse el botón llamado **M**, y aparecerá la ventana de **Mediciones**. Para salir de ella pulse el botón **Salir**, y retorna el mando a la ventana de **Señales leídas**.
- Para abandonar la lectura de señales pulse el botón llamado **Abandonar lectura**, y el programa retorna al menú inicial.

B. Circuito y dimensiones de cable y amplificador

La figura B.1 muestra el circuito impreso diseñado para el módulo amplificador.

En la figura B.2 se muestran las dimensiones y distribución de los componentes empleados en el módulo del amplificador, los significados de las letras en los componentes, son los siguientes:

- P.: Potenciómetro de 10 K Ω .
- A.: Amplificador de instrumentación AD620.
- C. Capacitor de 1 μ F.
- Con.: Conector del cable de enlace lado módulo de amplificación.
- C.E.: Cables de electrodos.

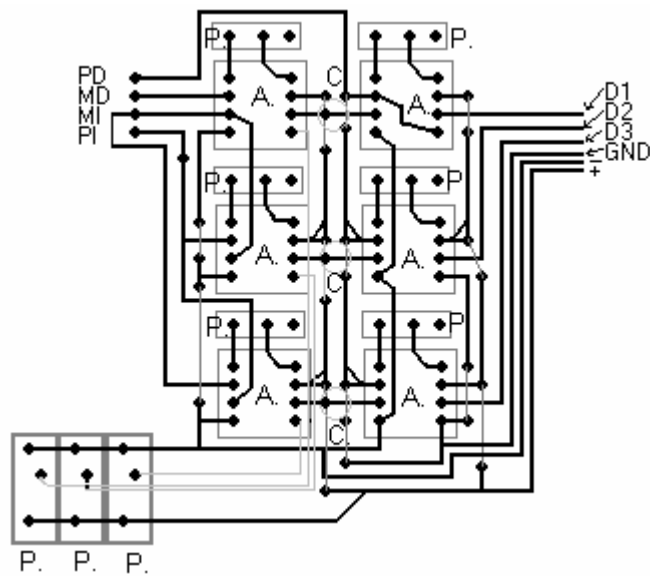


Figura B.1. Diseño de la placa de circuito impreso.

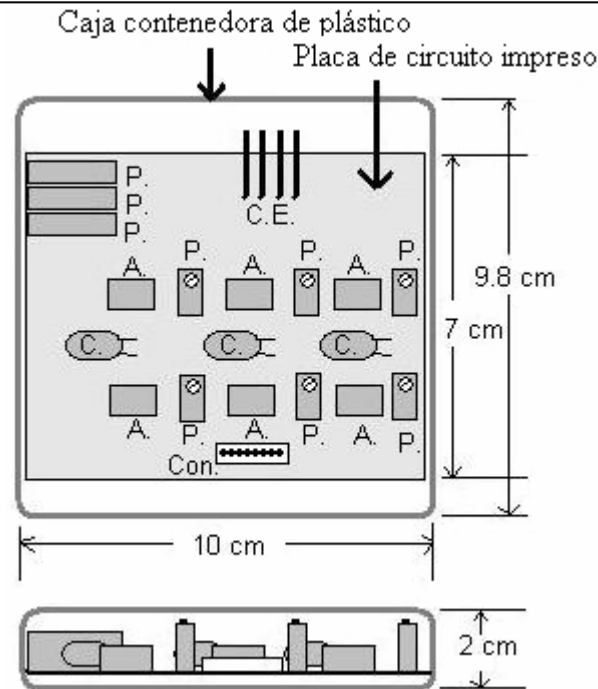


Figura B.2. Dimensiones del módulo amplificador.

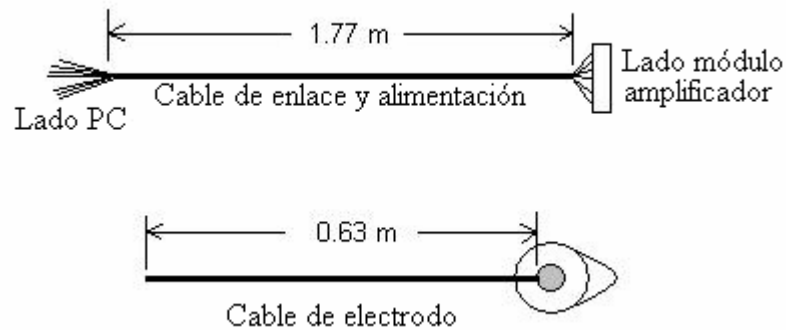


Figura B.3. Dimensiones de los cables.

Como puede verse en la figura B.1 las señales que entran por medio de los cables de electrodos, pasan de manera directa a los amplificadores, además las salidas de los amplificadores de la primera etapa entran directamente a la entrada de los amplificadores de la segunda etapa correspondiente, de la misma manera la salida de los amplificadores de la segunda etapa es directamente colocada a las pistas correspondientes al conector del cable de enlace, todo esto es con el fin de provocar la menor atenuación posible a las señales de interés. Cabe señalar que el conector del cable de enlace lado módulo amplificador es de montaje superficial.

C. Hojas de datos del amplificador de instrumentación AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 100)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Pin DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("A GRADE")

125 μ V max, Input Offset Voltage (50 μ V max "B" Grade)

1 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
2.0 nA max, Input Bias Current
93 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

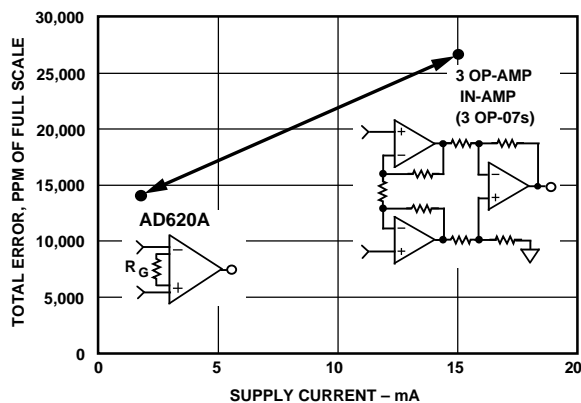
120 kHz Bandwidth (G = 100)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier which requires only one external resistor to set gains of 1 to 1000. Furthermore, the AD620 features 8-pin SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower



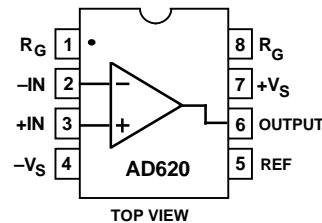
Three Op Amp IA Designs vs. AD620

REV. D

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

CONNECTION DIAGRAM

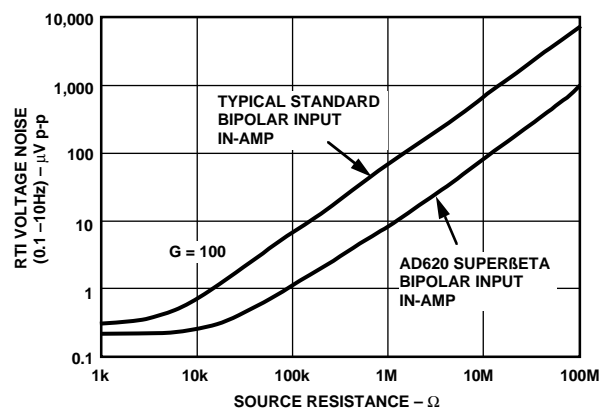
8-Pin Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

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

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



Total Voltage Noise vs. Source Resistance

AD620—SPECIFICATIONS

(Typical @ +25°C, $V_S = \pm 15\text{ V}$, and $R_L = 2\text{ k}\Omega$, unless otherwise noted)

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN	$G = 1 + (49.4\text{ k}/R_G)$										
Gain Range	$V_{OUT} = \pm 10\text{ V}$	1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²											
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity,	$V_{OUT} = -10\text{ V to }+10\text{ V}$,										
G = 1–1000	$R_L = 10\text{ k}\Omega$		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	$R_L = 2\text{ k}\Omega$		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature	Gain <1000 ²			–50			–50			–50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET	(Total RTI Error = $V_{OSI} + V_{OSO}/G$)										
Input Offset, V_{OSI}	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$		30	125		15	50		30	125	μV
Over Temperature	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$			185			85			225	μV
Average TC	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Output Offset, V_{OSO}	$V_S = \pm 15\text{ V}$		400	1000		200	500		400	1000	μV
Over Temperature	$V_S = \pm 5\text{ V}$			1500			750			1500	μV
Average TC	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$			2000			1000			2000	μV
Offset Referred to the	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input vs.											
Supply (PSR)	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 18\text{ V}$										
G = 1		80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Over Temperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Over Temperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10 2			10 2			10 2		$\text{G}\Omega \text{pF}$
Common-Mode			10 2			10 2			10 2		$\text{G}\Omega \text{pF}$
Input Voltage Range ³	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 5\text{ V}$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	V
Over Temperature		$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	V
Over Temperature	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 18\text{ V}$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	V
Over Temperature		$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.4$	V
Common-Mode Rejection	$V_{CM} = 0\text{ V to } \pm 10\text{ V}$										
Ratio DC to 60 Hz with											
1 k Ω Source Imbalance											
G = 1		73	90		80	90		73	90		dB
G = 10		93	110		100	110		93	110		dB
G = 100		110	130		120	130		110	130		dB
OUTPUT											
Output Swing	$R_L = 10\text{ k}\Omega$,										
Over Temperature	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 5\text{ V}$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.3$	V
Over Temperature	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 18\text{ V}$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.5$	V
Short Current Circuit			± 18			± 18			± 18		mA

AD620

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
DYNAMIC RESPONSE											
Small Signal -3 dB Bandwidth	10 V Step										
G = 1		1000			1000			1000			kHz
G = 10		800			800			800			kHz
G = 100		120			120			120			kHz
Slew Rate		0.75	1.2	0.75	1.2	0.75	1.2	0.75	1.2	V/μs	
Settling Time to 0.01% G = 1-100		15			15			15			μs
NOISE											
Voltage Noise, 1 kHz	$Total\ RTI\ Noise = \sqrt{(e_{ni}^2) + (e_{no}/G)^2}$										
Input, Voltage Noise, e_{ni}		9	13	9	13	9	13	nV/√Hz			
Output, Voltage Noise, e_{no}		72	100	72	100	72	100	nV/√Hz			
RTI, 0.1 Hz to 10 Hz											
G = 1		3.0	6.0	3.0	6.0	3.0	6.0	μV p-p			
G = 10		0.55	0.8	0.55	0.8	0.55	0.8	μV p-p			
Current Noise	f = 1 kHz	100	100	100	100	100	100	fA/√Hz			
0.1 Hz to 10 Hz		10	10	10	10	10	10	pA p-p			
REFERENCE INPUT											
R_{IN}	$V_{IN+}, V_{REF} = 0$	20			20			20			kΩ
I_{IN}		+50	+60	+50	+60	+50	+60	μA			
Voltage Range		-V _S + 1.6	+V _S - 1.6	V _S + 1.6	+V _S - 1.6	-V _S + 1.6	+V _S - 1.6	V			
Gain to Output		1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			
POWER SUPPLY											
Operating Range ⁴	$V_S = \pm 2.3\ V\ to\ \pm 18\ V$	±2.3			±2.3			±2.3			V
Quiescent Current		0.9	1.3	0.9	1.3	0.9	1.3	mA			
Over Temperature		1.1	1.6	1.1	1.6	1.1	1.6	mA			
TEMPERATURE RANGE											
For Specified Performance		-40 to +85			-40 to +85			-55 to +125			°C

NOTES

¹Does not include effects of external resistor R_G.

²One input grounded. G = 1.

³This is defined as the same supply range which is used to specify PSR.

⁴See Analog Devices military data sheet for 883B tested specifications.

Specifications subject to change without notice.

AD620

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS¹

Supply Voltage	±18 V
Internal Power Dissipation ²	650 mW
Input Voltage (Common Mode)	±V _S
Differential Input Voltage	±25 V
Output Short Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range (Q)	-65°C to +150°C
Storage Temperature Range (N, R)	-65°C to +125°C
Operating Temperature Range	
AD620 (A, B)	-40°C to +85°C
AD620 (S)	-55°C to +125°C
Lead Temperature Range (Soldering 10 seconds)	+300°C

NOTES

¹Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

²Specification is for device in free air:

8-Pin Plastic Package: $\theta_{JA} = 95^\circ\text{C/Watt}$

8-Pin Cerdip Package: $\theta_{JA} = 110^\circ\text{C/Watt}$

8-Pin SOIC Package: $\theta_{JA} = 155^\circ\text{C/Watt}$

ORDERING GUIDE

Model	Temperature Range	Package Option*
AD620AN	-40°C to +85°C	N-8
AD620BN	-40°C to +85°C	N-8
AD620AR	-40°C to +85°C	R-8
AD620BR	-40°C to +85°C	R-8
AD620A Chips	-40°C to +85°C	Die Form
AD620SQ/883B	-55°C to +125°C	Q-8

*N = Plastic DIP; Q = Cerdip; R = SOIC.

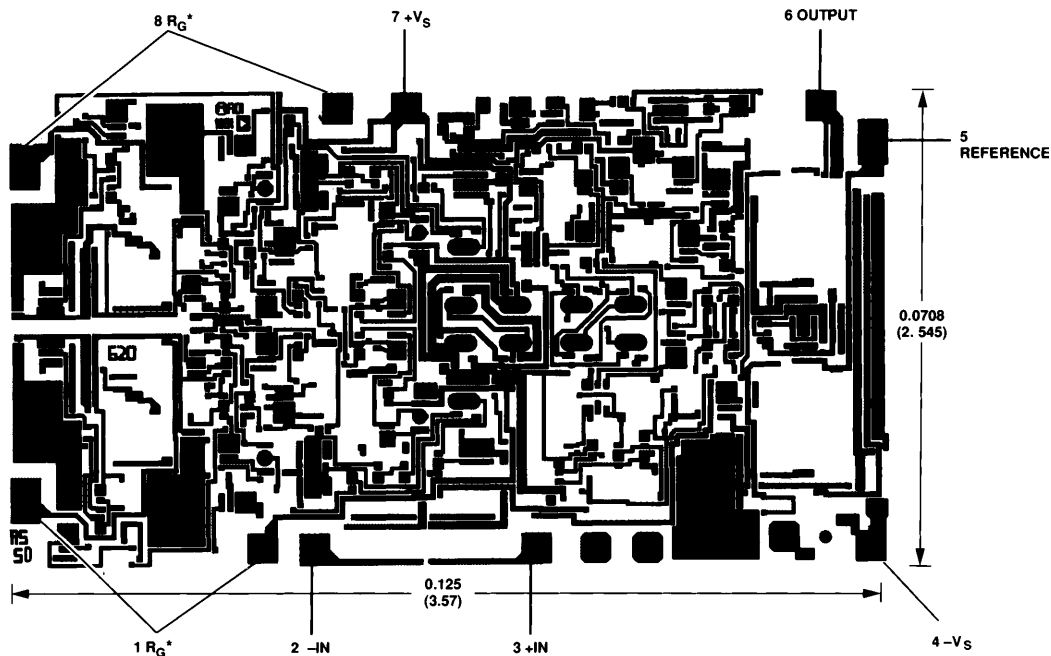
ESD SUSCEPTIBILITY

ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Electrostatic charges as high as 4000 volts, which readily accumulate on the human body and on test equipment, can discharge without detection. Although the AD620 features proprietary ESD protection circuitry, permanent damage may still occur on these devices if they are subjected to high energy electrostatic discharges. Therefore, proper ESD precautions are recommended to avoid any performance degradation or loss of functionality.

METALIZATION PHOTOGRAPH

Dimensions shown in inches and (mm).

Contact factory for latest dimensions.



*FOR CHIP APPLICATIONS: THE PADS 1R_G AND 8R_G MUST BE CONNECTED IN PARALLEL TO THE EXTERNAL GAIN REGISTER R_G. DO NOT CONNECT THEM IN SERIES TO R_G. FOR UNITY GAIN APPLICATIONS WHERE R_G IS NOT REQUIRED, THE PADS 1R_G MAY SIMPLY BE BONDED TOGETHER, AS WELL AS THE PADS 8R_G.

Typical Characteristics (@ +25°C, $V_S = \pm 15\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, unless otherwise noted)

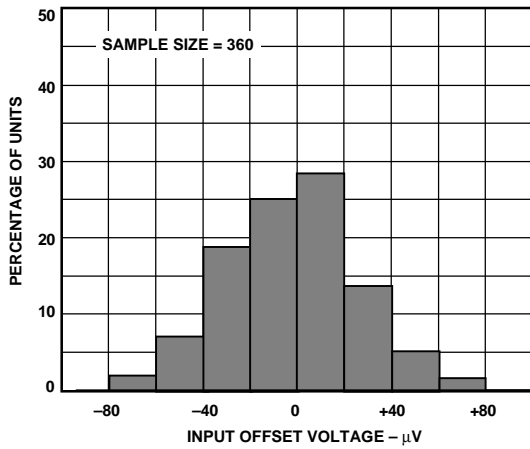


Figure 1. Typical Distribution of Input Offset Voltage

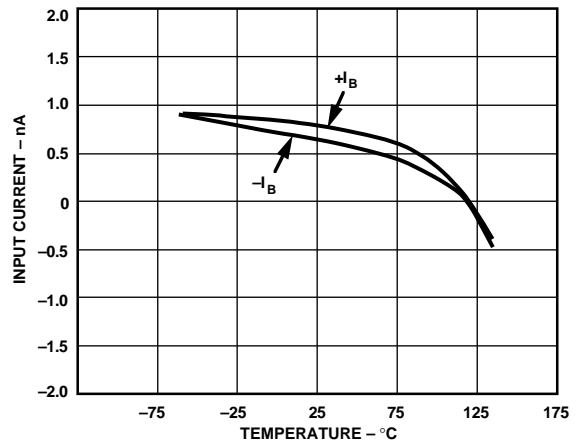


Figure 4. Input Bias Current vs. Temperature

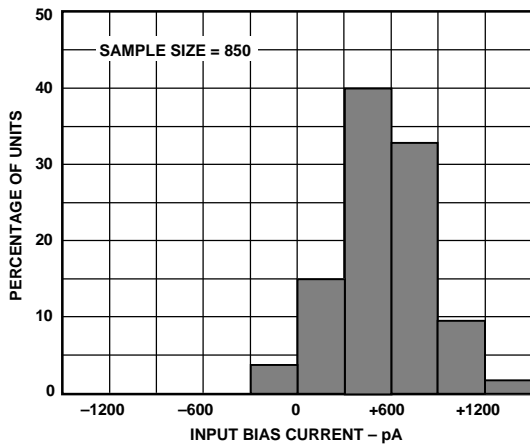


Figure 2. Typical Distribution of Input Bias Current

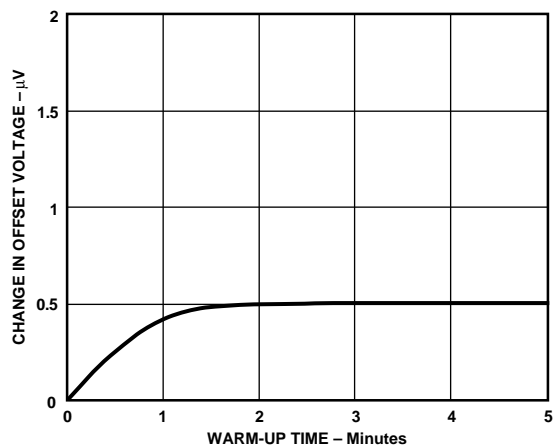


Figure 5. Change in Input Offset Voltage vs. Warm-Up Time

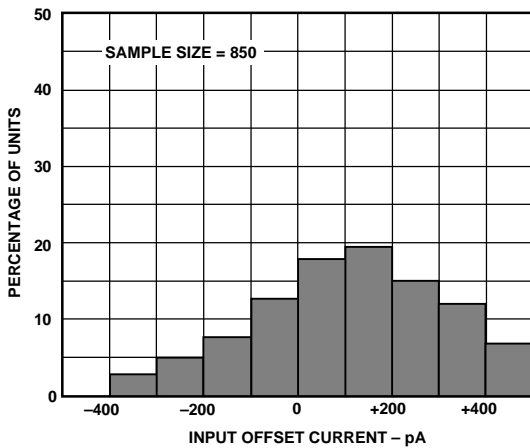


Figure 3. Typical Distribution of Input Offset Current

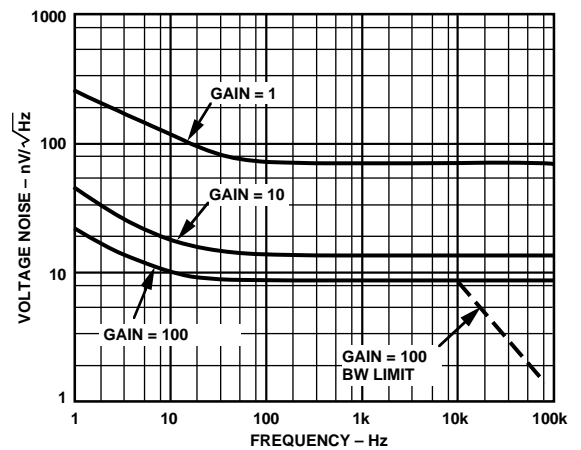


Figure 6. Voltage Noise Spectral Density vs. Frequency, ($G = 1-1000$)

AD620—Typical Characteristics

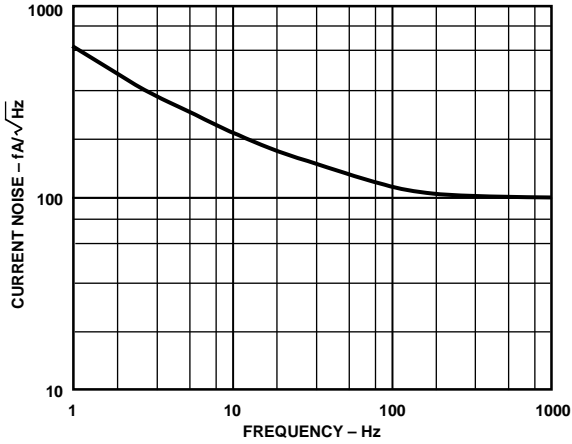


Figure 7. Current Noise Spectral Density vs. Frequency

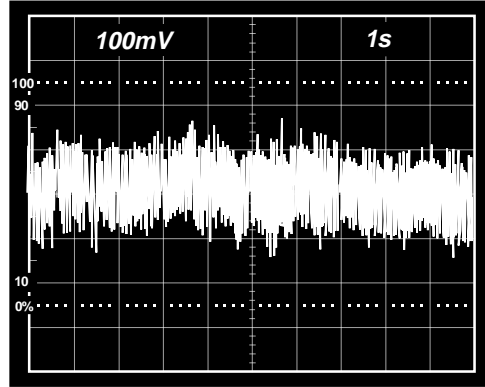


Figure 9. 0.1 Hz to 10 Hz Current Noise, 5 pA/Div

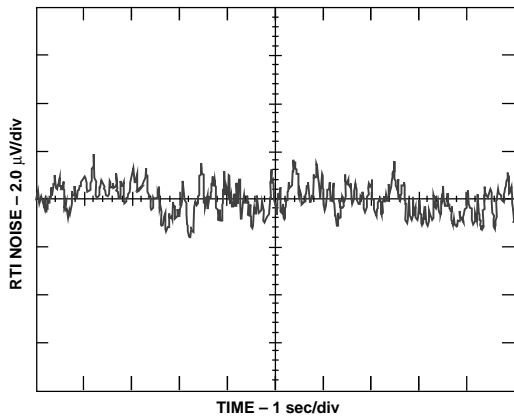


Figure 8a. 0.1 Hz to 10 Hz RTI Voltage Noise ($G = 1$)

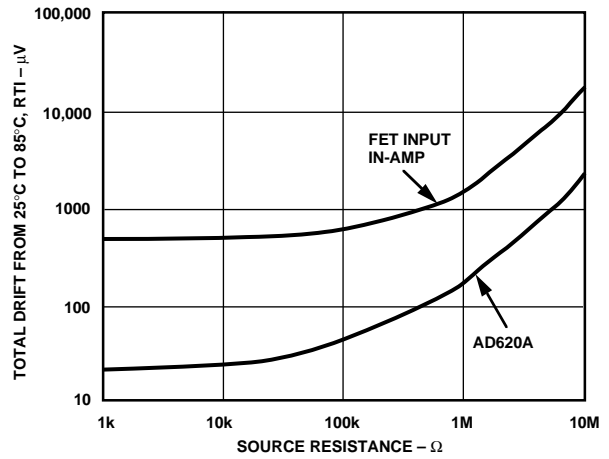


Figure 10. Total Drift vs. Source Resistance

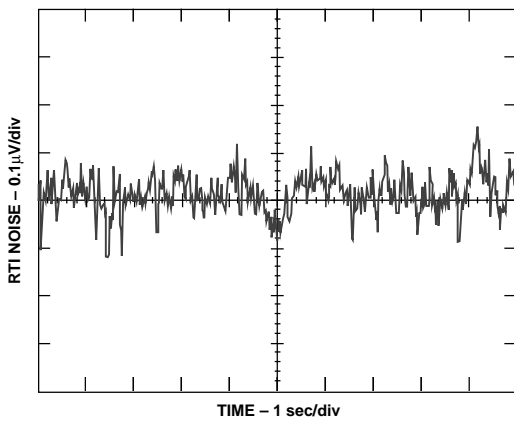


Figure 8b. 0.1 Hz to 10 Hz RTI Voltage Noise ($G = 100$)

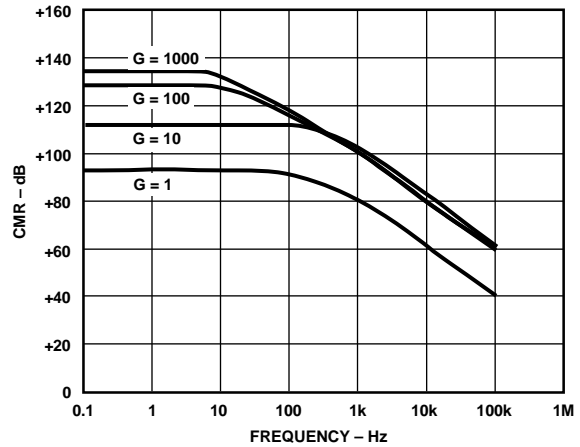


Figure 11. CMR vs. Frequency, RTI, Zero to 1 k Ω Source Imbalance

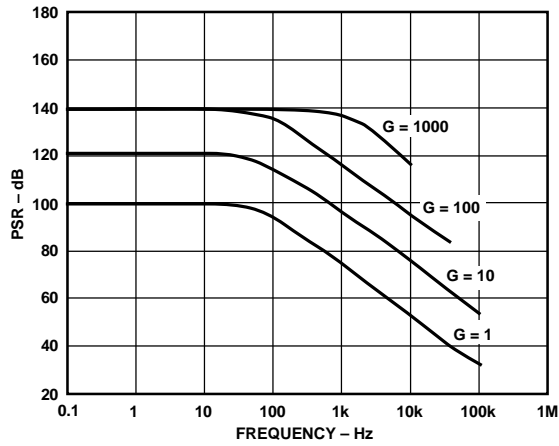


Figure 12. Positive PSR vs. Frequency, RTI (G = 1-100)

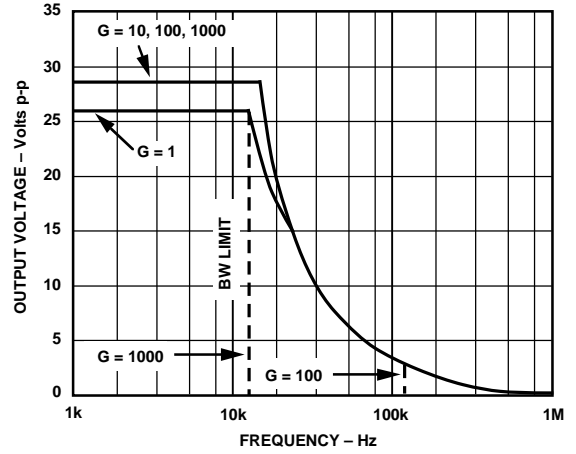


Figure 15. Large Signal Frequency Response

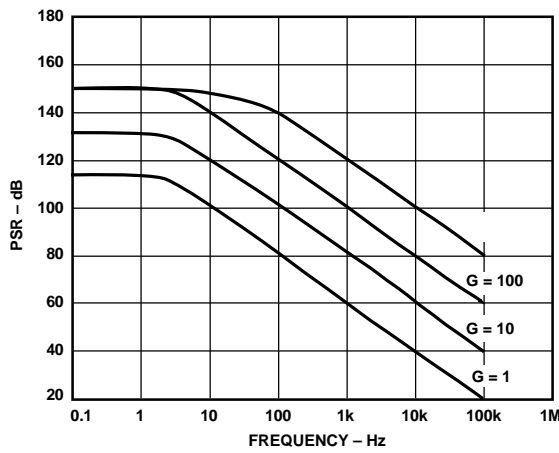


Figure 13. Negative PSR vs. Frequency, RTI (G = 1-100)

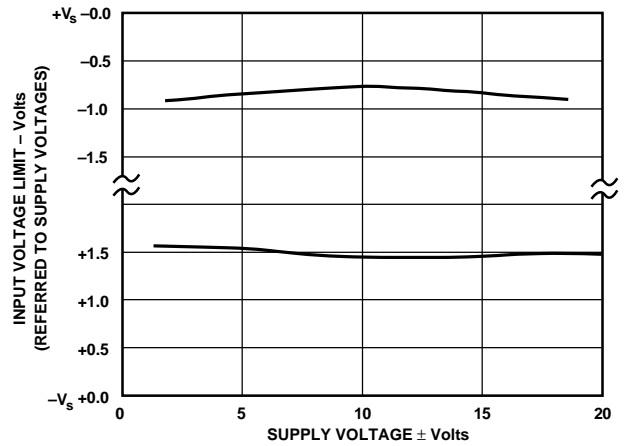


Figure 16. Input Voltage Range vs. Supply Voltage, G = 1

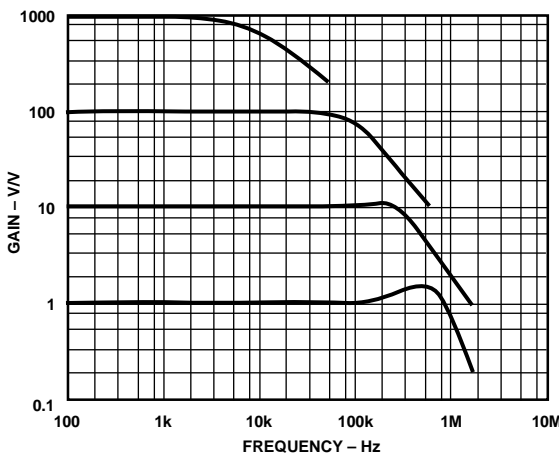


Figure 14. Gain vs. Frequency

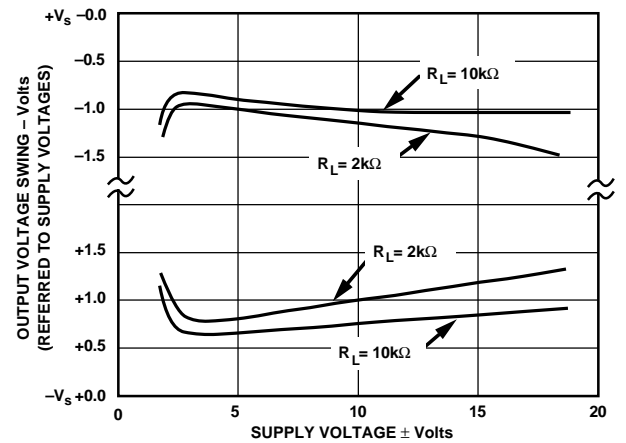


Figure 17. Output Voltage Swing vs. Supply Voltage, G = 10

AD620

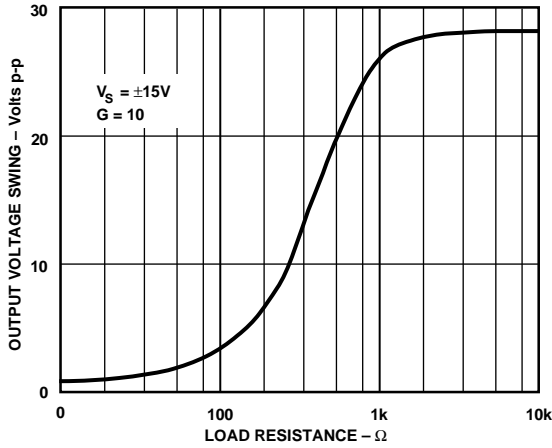


Figure 18. Output Voltage Swing vs. Load Resistance

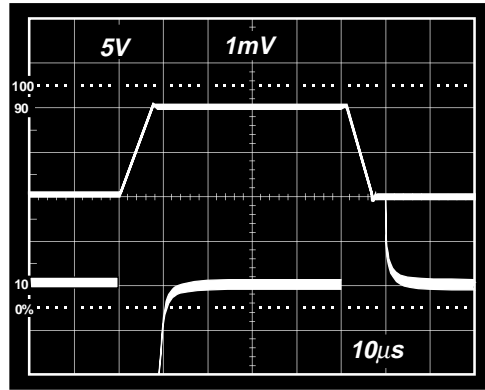


Figure 21. Large Signal Response and Settling Time, $G = 10$ ($0.5 \text{ mV} = 001\%$)

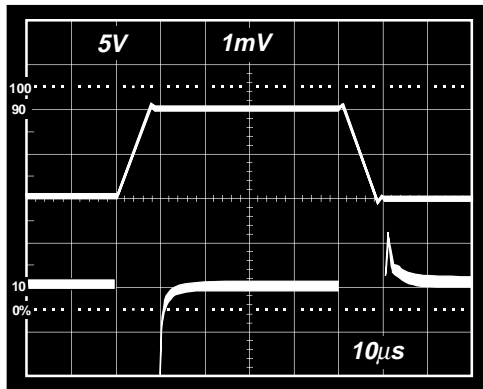


Figure 19. Large Signal Pulse Response and Settling Time $G = 1$ ($0.5 \text{ mV} = 0.01\%$)

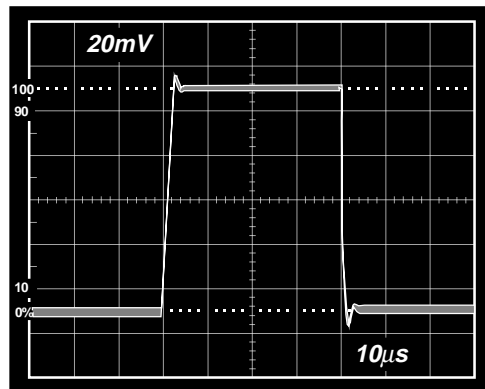


Figure 22. Small Signal Response, $G = 10$, $R_L = 2 \text{ k}\Omega$, $C_L = 100 \text{ pF}$

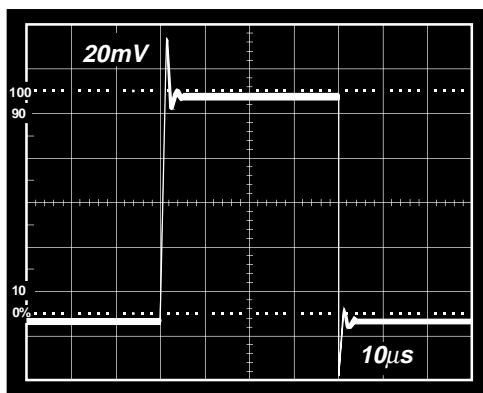


Figure 20. Small Signal Response, $G = 1$, $R_L = 2 \text{ k}\Omega$, $C_L = 100 \text{ pF}$

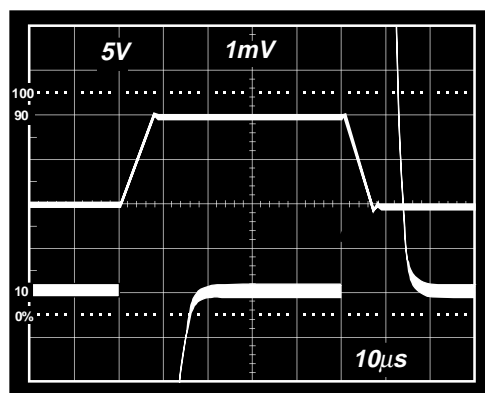


Figure 23. Large Signal Response and Settling Time, $G = 100$ ($0.5 \text{ mV} = 0.01\%$)

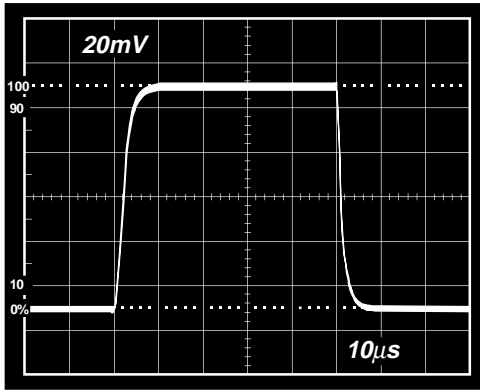


Figure 24. Small Signal Pulse Response, $G = 100$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $CL = 100\text{ pF}$

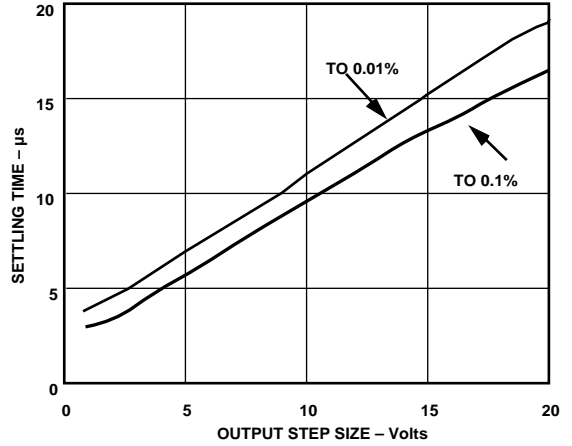


Figure 27. Settling Time vs. Step Size ($G = 1$)

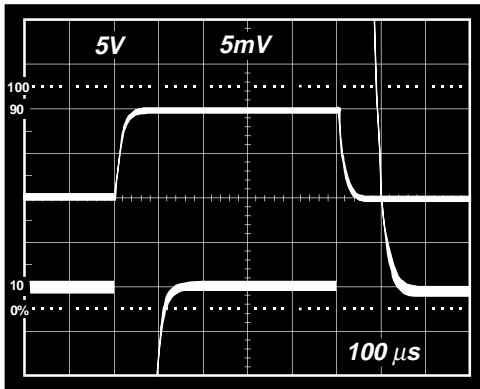


Figure 25. Large Signal Response and Settling Time, $G = 100$ ($0.5\text{ mV} = 0.01\%$)

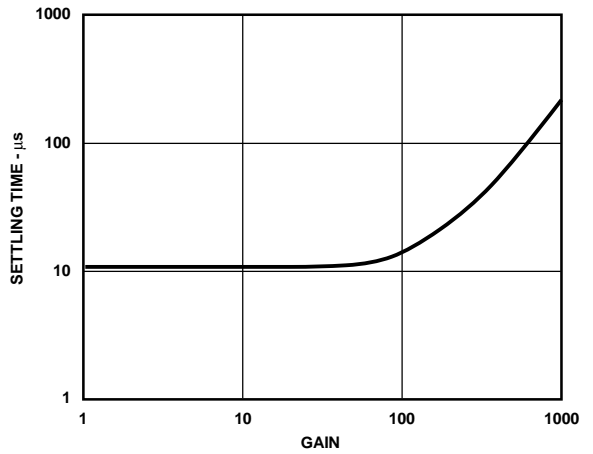


Figure 28. Settling Time to 0.01% vs. Gain, for a 10 V Step

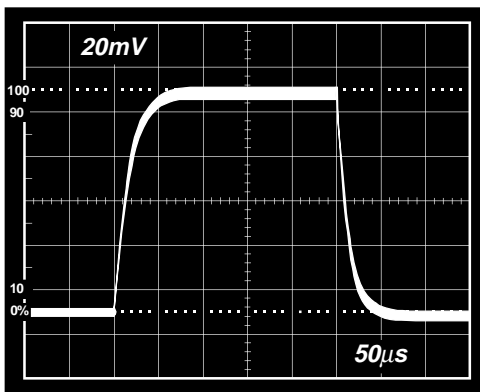


Figure 26. Small Signal Pulse Response, $G = 1000$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $CL = 100\text{ pF}$

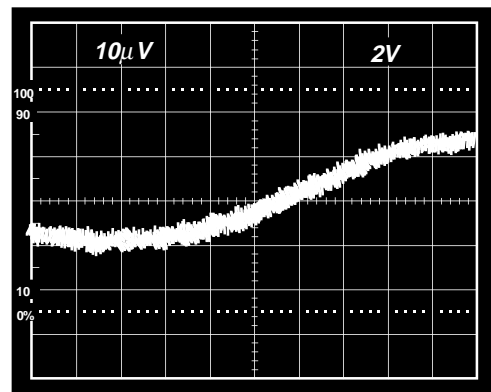


Figure 29a. Gain Nonlinearity, $G = 1$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ ($10\text{ }\mu\text{V} = 1\text{ ppm}$)

AD620

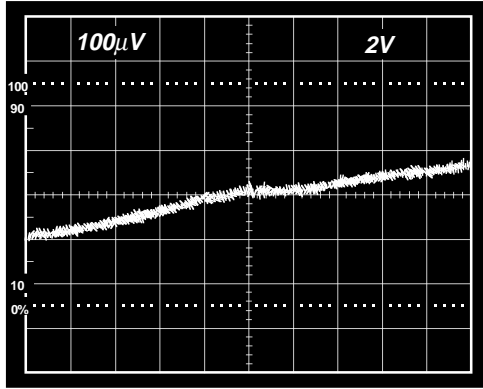


Figure 29b. Gain Nonlinearity, $G = 100$, $R_L = 10 \text{ k}\Omega$
($100 \mu\text{V} = 10 \text{ ppm}$)

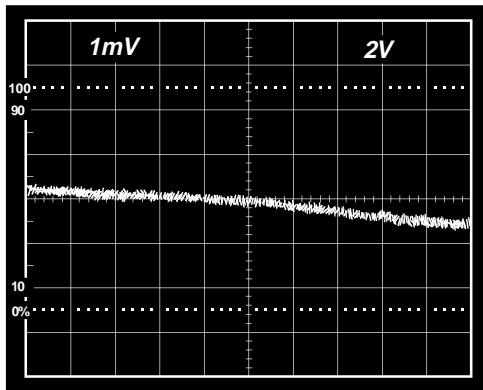


Figure 29c. Gain Nonlinearity, $G = 1000$, $R_L = 10 \text{ k}\Omega$
($1 \text{ mV} = 100 \text{ ppm}$)

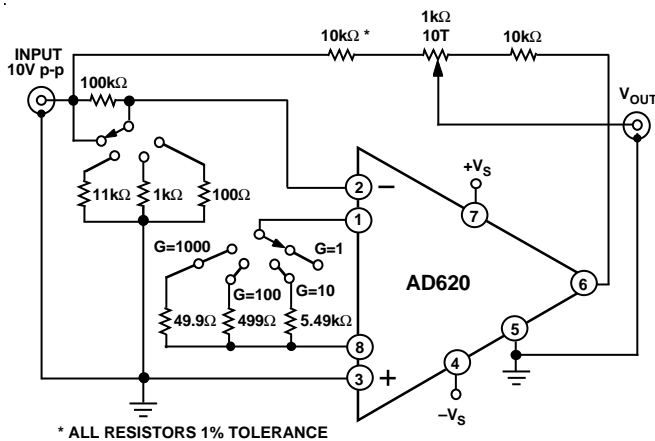


Figure 30. Settling Time Test Circuit

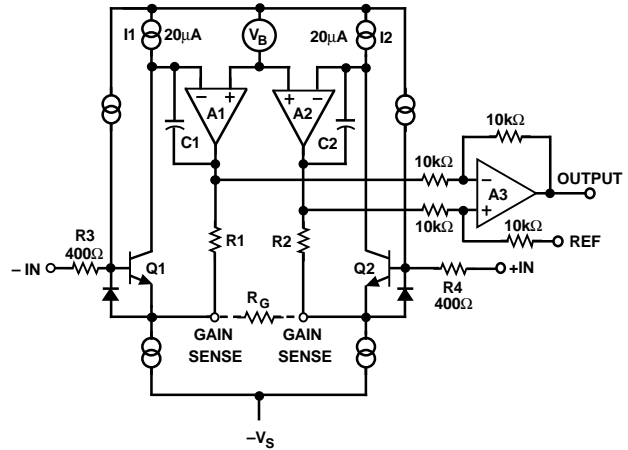


Figure 31. Simplified Schematic of AD620

THEORY OF OPERATION

The AD620 is a monolithic instrumentation amplifier based on a modification of the classic three op amp approach. Absolute value trimming allows the user to program gain *accurately* (to 0.15% at $G = 100$) with only one resistor. Monolithic construction and laser wafer trimming allow the tight matching and tracking of circuit components, thus insuring the high level of performance inherent in this circuit.

The input transistors Q1 and Q2 provide a single differential-pair bipolar input for high precision (Figure 31), yet offer 10× lower Input Bias Current thanks to Superbeta processing. Feedback through the Q1-A1-R1 loop and the Q2-A2-R2 loop maintains constant collector current of the input devices Q1, Q2 thereby impressing the input voltage across the external gain setting resistor R_G . This creates a differential gain from the inputs to the A1/A2 outputs given by $G = (R_1 + R_2)/R_G + 1$. The unity-gain subtractor A3 removes any common-mode signal, yielding a single-ended output referred to the REF pin potential.

The value of R_G also determines the transconductance of the preamp stage. As R_G is reduced for larger gains, the transconductance increases asymptotically to that of the input transistors. This has three important advantages: (a) Open-loop gain is boosted for increasing programmed gain, thus reducing gain-related errors. (b) The gain-bandwidth product (determined by C1, C2 and the preamp transconductance) increases with programmed gain, thus optimizing frequency response. (c) The input voltage noise is reduced to a value of $9 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$, determined mainly by the collector current and base resistance of the input devices.

The internal gain resistors, R1 and R2, are trimmed to an absolute value of 24.7 kΩ, allowing the gain to be programmed accurately with a single external resistor.

The gain equation is then

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

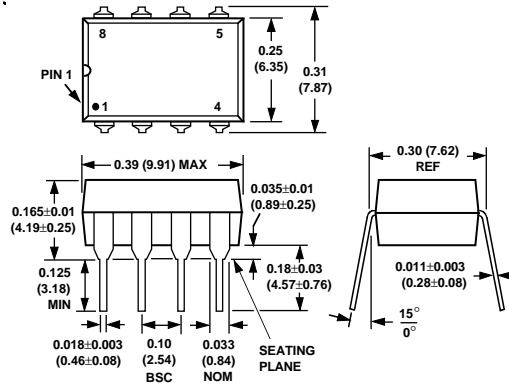
so that

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

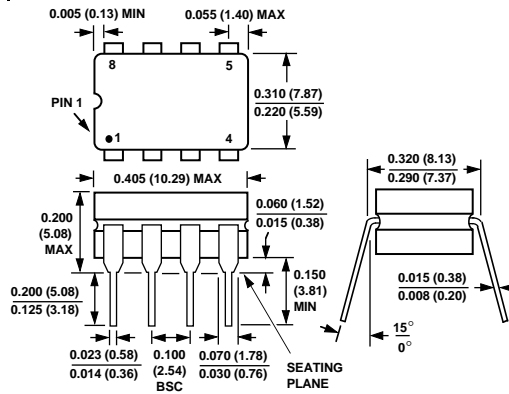
OUTLINE DIMENSIONS

Dimensions shown in inches and (mm).

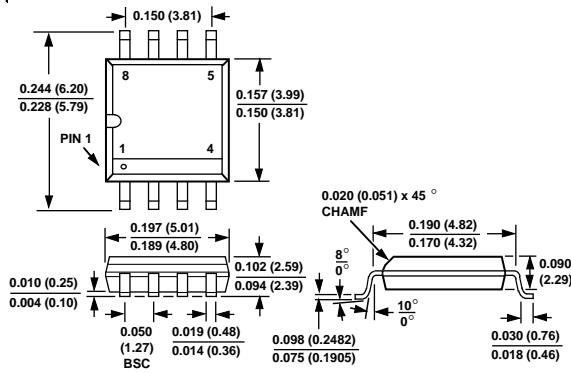
Plastic DIP (N-8) Package



Cerdip (Q-8) Package



SOIC (R-8) Package



All brand or product names mentioned are trademarks or registered trademarks of their respective holders.