

ESCUELA POLITÉCNICA DEL EJÉRCITO

EXTENSIÓN LATACUNGA



CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO CON
INTERFACE EN LABVIEW PARA EVALUAR EL SISTEMA
CARDIOVASCULAR”**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
“INGENIERA ELECTRÓNICA”**

ELAINE VALERIA CABEZAS GOMEZ

Latacunga, noviembre 2010

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente proyecto de grado, fue desarrollado en su totalidad por la señorita Elaine Valeria Cabezas Gómez, previo a la obtención del Título de Ingeniera en Electrónica e Instrumentación, bajo nuestra supervisión.

Latacunga, Noviembre 4 del 2010

Ing. Nancy Guerrón Paredes

DIRECTOR

Ing. Armando Álvarez Salazar

CODIRECTOR

ELABORADO POR:

Cabezas Gómez Elaine Valeria

**EL DIRECTOR DE LA CARRERA DE INGENIERIA EN
ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

Ing. Armando Álvarez Salazar

**EL JEFE DE UNIDAD DE ADMISIÓN Y REGISTRO DE LA ESPE
SEDE LATACUNGA**

Dr. Eduardo Vásquez Alcázar

**ESCUELA POLITÉCNICA DEL EJÉRCITO
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

CERTIFICADO

ING. NANCY GUERRÓN PAREDES (DIRECTORA)

ING. ARMANDO ALVAREZ SALAZAR (CODIRECTOR)

CERTIFICAN:

Que el trabajo titulado “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO CON INTERFAZ EN LABVIEW PARA EVALUAR EL SISTEMA CARDIOVASCULAR” realizado por la señorita: ELAINE VALERIA CABEZAS GÓMEZ ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatutarias establecidas por la ESPE, en el Reglamento de Estudiantes de la Escuela Politécnica del Ejército.

Debido a que constituye un trabajo de excelente contenido científico que coadyuvará a la aplicación de conocimientos y al desarrollo profesional, **SI** recomiendan su publicación.

El mencionado trabajo consta de UN empastado y UN disco compacto el cual contiene los archivos en forma portátil de Acrobat. Autorizan a la señorita: ELAINE VALERIA CABEZAS GÓMEZ que le entregue al ING. ARMANDO ALVAREZ SALAZAR, en su calidad de Director de Carrera.

Latacunga, noviembre 4 del 2010.

.....
Ing. Nancy Guerrón Paredes

DIRECTORA

.....
Ing. Armando Álvarez Salazar

CODIRECTOR

AGRADECIMIENTO

Agradezco de todo corazón:

A Dios por haberme iluminado cada momento de mi vida en el desarrollo de esta maravillosa e importante etapa y por haberme concedido el valor y la fuerza necesaria para seguir adelante sin decaer ante tantas adversidades que se me presentaron.

A mi responsable madre Sofía y a mi padrastro Miguel quien ha sido más que un padre durante mucho tiempo, por confiar siempre en mi capacidad y por todo el apoyo que me han brindado para poder hacer realidad mis sueños culminando esta grandiosa etapa.

A la Escuela Politécnica del Ejército por todos los instantes que me entregó, en especial a mis maestros quienes con dedicación y esfuerzo supieron impartirme los suficientes conocimientos que me sirvieron para complementar mi formación profesional, para aplicarlos en el desarrollo de esta tesis y que serán empleados en mi futura vida laboral.

Un sincero y especial agradecimiento y consideración a la Ingeniera Nancy Guerrón y al Ing. Armando Álvarez, quienes con mucha comprensión y paciencia supieron dirigirme de forma totalmente acertada en el desarrollo de mi proyecto de tesis.

Elaine Valeria

DEDICATORIA

Este trabajo fruto de todo mi esfuerzo y perseverancia lo dedico con todo mi amor y respeto:

A mi Padre Dios que yo se que estuvo junto a mí en cada momento llevándome en sus brazos cuando más lo necesité para que no me dé por vencida.

A mis abuelitos Lolita y Segundo por haberme acompañado y encaminado con mucho amor durante mucho tiempo inculcándome lo importante de los verdaderos valores y porque sé que soñaron con verme un día como una profesional.

A mi madre Sofía y a mi padrastro Miguel a quienes debo todo su lucha, apoyo y confianza depositados en mí permitiéndome obtener una de mis más valiosas metas.

A mis hermanas Anita, Salomé y Charito por su apoyo incondicional deseo demostrarles que cuando una persona se esfuerza por cumplir sus ideales lo consigue a pesar del sacrificio que a uno le cueste.

A Juanita, Rosita, Efraín y Vicente mis queridos tíos quienes han sido para mí como hermanos, siempre pendientes de cada escalón que he ido ascendiendo y ayudándome en lo que han podido.

A mi novio Miguel Ángel quien comprensivamente me ha acompañado durante mucho tiempo en el transcurso de mi carrera y por brindarme una palabra de aliento cuando más lo he necesitado.

A mi Directora de Proyecto Ingeniera Nancy Guerrón quien ha confiado en mi en todo momento y me ha empujado para que no me estanque.

A todos ellos y a los que no he nombrado pero han colaborado de una u otra forma en el desarrollo de este proyecto mis respetos.

Elaine Valeria

CONTENIDO

I.- CAPÍTULO BASES TEÓRICAS	1
1.1.- ANTECEDENTES	1
1.1.1.- HISTÓRICOS	1
1.1.2.- TÉCNICAS APLICADAS A UN ECG	5
1.2.- SISTEMA CIRCULATORIO	7
1.2.1.- DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA MÉDICO	8
1.2.2.- MORFOLOGÍA DEL CORAZÓN	11
1.2.3.- EL PROCESO FISIOLÓGICO: LATIDO CARDÍACO	18
1.2.4.- SISTEMA DE CONDUCCIÓN	20
1.2.5.- FUNDAMENTOS Y CARACTERÍSTICAS DEL ECG	30
1.2.6.- PLATAFORMA LABVIEW	41
II.- CAPÍTULO DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN	46
2.1.- DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA EN GENERAL	46
2.1.1.- ELECTRODOS:	47
2.1.2.- ACOPLADOR DE IMPEDANCIAS Y PROTECCIÓN AL PACIENTE	48
2.1.3.- RED WILSON	49
2.1.4.- CIRCUITO DE DERIVACIONES	50
2.1.5.- CIRCUITO DE AISLAMIENTO	51
2.1.6.- FILTROS	52
2.1.7.- TRANSMISIÓN VÍA DAQ	53
2.1.8.- COMPUTADOR CON LABVIEW	54
2.2.- REQUERIMIENTOS Y ESPECIFICACIONES DEL MÓDULO ECG	54
2.2.1.- REQUERIMIENTOS DEL MÓDULO ECG	54

2.2.2.- ESPECIFICACIONES DEL MÓDULO ECG	56
2.3.- DISEÑO DEL MÓDULO ECG	64
2.3.1.- ANÁLISIS DE DERIVACIONES DE UN ECG	64
2.3.2.- DISEÑO DEL ACOPLE DE IMPEDANCIAS Y DE LA PROTECCIÓN AL PACIENTE	71
2.3.3.- DISEÑO DE RED WILSON	75
2.3.4.- DISEÑO DE CIRCUITO DE DERIVACIONES	76
2.3.5.- DISEÑO DE LOS FILTROS	80
2.4.- DISEÑO DEL SOFTWARE PARA MANEJO DEL ECG	83
2.4.1.- CREACIÓN DE LA BASE DE DATOS	84
2.4.2.- INTERFAZ CON LOS DATOS EN EL SOFTWARE LABVIEW 8.5	91
2.4.3.- INTERFACES GRÁFICAS DEL SOFTWARE	92
2.5.- IMPLEMENTACIÓN FINAL DEL SISTEMA	105
III.- CAPÍTULO PRUEBAS EXPERIMENTALES	112
3.1.- DESCRIPCIÓN FÍSICA DEL SISTEMA	112
3.2.- PRUEBAS EXPERIMENTALES DEL SISTEMA	112
3.2.1.- PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÓDULO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA	113
3.2.3.- PRUEBAS DEL INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS	115
3.2.4.- PRUEBAS DEL ALGORITMO DE MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA	118
3.3.- CRITERIOS DE REVISIÓN DEL EXPERTO Y COMPARACIONES CON EL EQUIPO HOLTER AMBULATORIO Y BIOPAC SYSTEMS MP 150	119
3.4.- RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DEL SISTEMA	119
3.4.1.- PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÓDULO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA	119
3.4.2.- PRUEBAS DEL INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS	140

3.4.3.- PRUEBAS DEL ALGORITMO DE MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA	141
3.5.- CRITERIOS DE REVISIÓN DEL EXPERTO Y COMPARACIONES CON EL EQUIPO HOLTER AMBULATORIO Y BIOPAC SYSTEMS MP 150	142
3.6.- ANÁLISIS TÉCNICO – ECONÓMICO	142
3.6.1.- FASES DEL PROYECTO	143
3.7.- ALCANCE Y LIMITACIONES	145
3.8.- CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	147
3.9.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	151
ANEXOS	153
A.- Glosario de términos	154
B.- Manual de operación y mantenimiento	167
C.- Programas de software	178
D.- Hojas de especificaciones técnicas	189
E.- Guías para prácticas de laboratorio	231

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Monitor Holter	5
Figura 1.2: Sistema Circulatorio	8
Figura 1.3: Definiciones básicas de los segmentos que conforman un electrocardiograma	10
Figura 1.4: El Corazón y sus Partes	12
Figura 1.5: Anatomía de las Válvulas Cardiacas	13
Figura 1.6: 1. Nódulo SA; 2. Nódulo AV	15
Figura 1.7: Ubicación del nódulo Aurículo ventricular (AV)	16
Figura 1.8: Las ramas	17
Figura 1.9: Localización de las fibras de Purkinje entre el miocardio y el endocardio	18
Figura 1.10: El latido Cardíaco	19
Figura 1.11: Esquema de ingeniería que simula el funcionamiento del corazón	21
Figura 1.12: Distribución del corazón	22
Figura 1.13: Secuencia de despolarización de los miocitos ventriculares	23
Figura 1.14: Tipos de Células Cardíacas	24
Figura 1.15: Potenciales de Acción en las Células Cardíacas	25
Figura 1.16: Fases del potencial de acción del músculo cardiaco	27
Figura 1.17: Formas de los potenciales procedentes de un electrocardiograma	31
Figura 1.18: Derivaciones Electrocardiográficas	34
Figura 1.19: Derivaciones de extremidades aumentadas	34
Figura 1.20: Derivaciones de extremidades	35
Figura 1.21: Derivaciones Precordiales (V1, V2, V3, V4, V5, V6)	36

Figura 1.22 Localización de electrodos para derivaciones precordiales	36
Figura 1.23: Representación de las Derivaciones Precordiales	37
Figura 2.1: Diagrama de Bloques del Electrocardiógrafo	46
Figura 2.2: Amplificador operacional en configuración seguidor de voltaje	48
Figura 2.3: Función del Filtro pasabanda	53
Figura 2.4: Electrodo tipo pinza para miembros	57
Figura 2.5: Electrodo tipo succión para derivaciones precordiales	57
Figura 2.6: Cable para electrocardiografía convencional estandarizado	58
Figura 2.7: Distribución de pines del circuito integrado lf353n	59
Figura 2.8: Diagrama interno del amplificador de instrumentación INA 114 AP	62
Figura 2.9: Polarización de electrodos en derivaciones bipolares	64
Figura 2.10: Derivación I	65
Figura 2.11: Derivación II	65
Figura 2.12: Derivación III	66
Figura 2.13: Polarización de electrodos en derivaciones monopolares y eje eléctrico	66
Figura 2.14: Derivación Avr	67
Figura 2.15: Derivación aVL	68
Figura 2.16: Derivación aVF	68
Figura 2.17: Ubicación de electrodos para derivaciones precordiales	69
Figura 2.18: Acoplamiento de impedancias para RA, LA, LL y circuito de protección y acople para RL	73
Figura 2.19: Acoplamiento de impedancias para electrodos de derivaciones precordiales	74
Figura 2.20: Diseño de la Red Wilson	76
Figura 2.21: Acople de la red Wilson con los amplificadores de instrumentación para derivaciones bipolares	78

Figura 2.22: Acople de la red Wilson con los amplificadores de instrumentación para derivaciones monopolares	79
Figura 2.23: Acople de la red Wilson con los amplificadores de instrumentación para derivaciones precordiales	80
Figura 2.24: Filtro Pasa Alto	81
Figura 2.25: Filtro Pasa Bajo	82
Figura 2.26: Filtro Rechaza Banda	82
Figura 2.27: Creación de Base de datos Paso1	85
Figura 2.28: Creación de Base de datos Paso2	86
Figura 2.29: Creación de Base de Datos Paso3	86
Figura 2.30: Creación de Base de Datos Paso4	87
Figura 2.31: Creación de Base de Datos Paso5	87
Figura 2.32: Creación de un archivo de conexión DSN Paso1	88
Figura 2.33: Creación de un archivo de conexión DSN Paso2	89
Figura 2.34: Creación de un archivo de conexión DSN Paso3	89
Figura 2.35: Creación de un archivo de conexión DSN Paso4	90
Figura 2.36: Creación de un archivo de conexión DSN Paso5	90
Figura 2.37: Creación de un archivo de conexión DSN Paso 6	91
Figura 2.38: Database Toolkit	92
Figura 2.39: Pantalla de presentación	93
Figura 2.40: Panel frontal del Menú Base de Datos	94
Figura 2.41: Panel Frontal de la programación de la opción crear tabla	96
Figura 2.42: Panel Frontal de la programación de la opción eliminar tabla	96
Figura 2.43: Panel Frontal de la programación de la opción leer base	97
Figura 2.44: Panel Frontal de la programación de la opción insertar datos	98
Figura 2.45: Panel Frontal de la programación de la opción seleccionar datos	98

Figura 2.46: Panel Frontal del menú ECG	99
Figura 2.47: Panel Frontal de las Derivaciones	101
Figura 2.48: Panel Frontal de la pantalla correspondiente al botón abrir imágenes	105
Figura 2.49: Placa principal para recolección de señales y derivaciones	106
Figura 2.50: Placa correspondiente a los filtros	107
Figura 2.51: Cable tipo bus para interconectar las placas	107
Figura 2.52: Placas unidas mediante cable para montar en la caja	108
Figura 2.53: Vista Superior del Módulo	109
Figura 2.54: Vista posterior del módulo	109
Figura 2.55: Vista frontal del módulo	110
Figura 2.56: Etiquetas del cable que se dirige a la DAQ	110
Figura 2.57: Vista general del módulo	111
Figura 3.1: Programación en el Panel Frontal de la opción crear tabla	115
Figura 3.2: Panel Frontal de la opción Insertar datos de paciente en una tabla	116
Figura 3.3: Demostración de la existencia de los datos en la base de datos	117
Figura 3.4: Panel Frontal de la opción seleccionar datos de una tabla	117
Figura 3.5: Panel Frontal del Archivo de datos	118
Figura 3.6: DI obtenida en el equipo	120
Figura 3.7: DI real	121
Figura 3.8: DII obtenida en el módulo	121
Figura 3.9: DII real	122
Figura 3.10: DIII obtenido con el equipo	122
Figura 3.11: DIII real	123
Figura 3.12: aVR obtenida del módulo	123
Figura 3.13: aVR Real	124

Figura 3.14: aVF obtenido del módulo	124
Figura 3.15: aVF Real	125
Figura 3.16: aVL obtenida del módulo	125
Figura 3.17: aVL Real	126
Figura 3.18: V1 obtenido del módulo	126
Figura 3.19: V1 real	127
Figura 3.20: V2 obtenido del módulo	127
Figura 3.21: V2 real	128
Figura 3.22: V3 obtenido del módulo	128
Figura 3.23: V3 real	129
Figura 3.24: V4 obtenida del módulo	129
Figura 3.25: V4 real	130
Figura 3.26: V5 obtenida del módulo	130
Figura 3.27: V5 real	131
Figura 3.28: V6 obtenida del módulo	131
Figura 3.29: V6 real	132
Figura 3.30: Parámetros obtenidos en el ECG en reposo	133
Figura 3.31: Parámetros obtenidos en el ECG de esfuerzo	136
Figura 3.32: Parámetros obtenidos en el ECG de señal promediada	139
Figura 3.33: Panel frontal con todos los datos ingresados	140

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Código de colores para electrocardiografía	59
Tabla 2.2: Colocación de los electrodos para las 12 derivaciones	70
Tabla 2.3: Cálculos para ECG convencional de 12 derivaciones	71
Tabla 2.4: Valor de resistencias dependiendo de las ganancias del INA 114 AP	77
Tabla 2.5: Descripción de los estados del VI Presentación o Pantalla Principal	94
Tabla 2.6: Descripción de los estados del VI Presentación o Pantalla Principal	95
Tabla 2.7: Parámetros del ritmo sinusal	103
Tabla 3.1: Resultados de ECG en reposo	132
Tabla 3.2: Análisis estadístico de resultados del ECG en reposo	133
Tabla 3.3: Resultados de ECG de esfuerzo	134
Tabla 3.4: Análisis estadístico de un ECG de esfuerzo	136
Tabla 3.5: Resultados de ECG de señal promediada	137
Tabla 3.6: Análisis estadístico de un ECG de señal promediada	139
Tabla 3.7: Costos del proyecto	145

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 2.1: Voltaje de salida y ganancia en el amplificador INA 114 AP	62
Ecuación 2.2 Ecuación que permite calcularla ganancia en el INA 114 AP variando RG	77
Ecuación 3.1: Regla de Cocomo	144

RESUMEN

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO CON INTERFACE EN LABVIEW PARA EVALUAR EL SISTEMA CARDIOVASCULAR

La adquisición de señales médicas del cuerpo humano es uno de los grandes aportes de la Electrónica a la Medicina. Esto debido a que en la actualidad los equipos electrónicos se han convertido en herramientas importantes en el diagnóstico de enfermedades, por tanto, es muy importante involucrarnos en conocer el comportamiento fisiológico del ser humano para crear nuevas herramientas u optimizar las ya existentes; empleando nuevos materiales y tecnologías; con precios accesibles para de esta forma contribuir al bienestar físico, emocional y psicológico del ser humano; a través del uso de la tecnología.

Por ello el desarrollo de este módulo; planteará alternativas para la mejora de un servicio sanitario de calidad y de total confianza en el diagnóstico, que permita que especialistas de todas las áreas, y en especial de la Cardiología, puedan utilizar los medios tecnológicos en beneficio de la salud, ya que el mismo permitirá registrar la actividad eléctrica del corazón y el análisis de su contenido frecuencial.

Utilizando las facilidades ofrecidas por las herramientas hardware (chasis del módulo y DAQ) y software (LabView) de National Instruments, se integrará con una orientación pedagógica pero a la vez real el estudio del procesamiento de señales cardíacas en el cuerpo humano.

La implementación se ha dividido en un módulo de captura y el diseño del software el Labview, el módulo de captura contará con todos los elementos necesarios para registrar la señal acoplándola adecuadamente, amplificándola y enviándola a la computadora para que posteriormente se visualice tanto su forma como sus características en un sencillo y comprensible HMI implementado en una computadora.

PRESENTACIÓN

Este documento escrito contiene todos y cada uno de los análisis, parámetros y especificaciones necesarias para el diseño y la implementación del proyecto denominado “Diseño E Implementación De Un Módulo Con Interface En Labview Para Evaluar El Sistema Cardiovascular”, tomando como base que la Electrónica se ha convertido en un gran aporte a la Medicina en nuestros días.

En el mismo se encuentran descritos en cada capítulo los aspectos que fueron evaluados y empleados para el efecto, así en el primer capítulo se halla la documentación íntegra que fue necesaria recopilar para conocer trabajos anteriores y para aprender sobre el comportamiento del corazón y su estructura para de esta forma distinguir los elementos y accesorios que se emplearían para su ejecución en una forma generalizada.

El segundo capítulo tratará sobre la selección de los implementos a utilizarse para el hardware y el software de una forma mucho más específica de acuerdo a necesidades tanto de costos como de diseño, y una vez realizada esta tarea se iniciará tanto el diseño como la implementación del equipo, asegurando que su funcionamiento tenga cumplimiento de características estándar establecidas.

En el tercer y último capítulo se realizarán pruebas de cada sección tanto del módulo como del programa realizado en Labview para analizar su comportamiento ante un examen real con una persona, esta parte debe satisfacer el hecho de la toma de cada una de las derivaciones y el funcionamiento del software debe acercarse a una interfaz real de recolección y registro de datos en comparación con un equipo profesional y empleado por un médico en la rama.

I.- CAPÍTULO

BASES TEÓRICAS

1.1.- ANTECEDENTES

1.1.1.- HISTÓRICOS

La electrocardiografía tiene su origen en los siglos XVII y XVIII, cuando el ser humano mediante el uso de la electricidad; hace experimentaciones sobre sus efectos en los tejidos humanos y descubre aquello que llamaron la "electricidad animal".

En la época de 1800 a 1895 se realizaron varios diseños de instrumentos sensibles, capaces de detectar las pequeñas corrientes del corazón.

Entre los exponentes más importantes se encuentran:

Carlo Matteucci (1842), quien fue profesor de Física en la Universidad de Pisa, este demostró que una corriente eléctrica acompaña cada unos de los latidos del corazón. Para ello utilizó un nervio extraído del anca de una rana como sensor eléctrico y la contracción del músculo del anca era signo visual de la actividad eléctrica.

Hoffa (1850). Este experimenta y describe una actividad irregular en los ventrículos¹ (llamada luego fibrilación ventricular²) al aplicar corrientes eléctricas altas a través de corazones tanto de perros como de gatos. Hoffa demostró que un solo pulso eléctrico puede inducir la fibrilación.

¹ **Ventrículo:** Una de las dos cavidades inferiores del corazón que reciben sangre de las aurículas (cavidades superiores). El ventrículo derecho bombea sangre a los pulmones y el izquierdo bombea sangre al resto del cuerpo.

² **Fibrilación ventricular (VF):** Ritmo cardiaco anormal (arritmia) grave que, a menos que sea tratado de inmediato, causa la muerte. Durante la fibrilación ventricular, los ventrículos se contraen de manera independiente de la aurícula y en forma desorganizada. La causa más común de fibrilación ventricular es un ataque al corazón, pero puede ocurrir en cualquier momento en que el corazón es afectado por un flujo deficiente de oxígeno (isquemia) o por trastornos cardiacos específicos. Otras afecciones que pueden llevar a la fibrilación ventricular incluyen la enfermedad cardiaca congénita, la cirugía cardiaca, la enfermedad del músculo cardiaco, la electrocución o los accidentes que causen un trauma directo al corazón. La fibrilación ventricular es la principal causa de muerte cardiaca súbita (SCD, por su sigla en inglés).

Rudolph Von Koelliker y Heinrich Muller (1856). Estos dos estudiosos se basan en los estudios de Hoffa y confirman la presencia de una corriente eléctrica con cada latido cardíaco, empleando un galvanómetro entre la base y el ápex³ de un ventrículo expuesto, y de esta forma observaron que aparecía una sacudida del músculo justo antes de la sístole ventricular⁴ y también una sacudida mucho más pequeña después-, estas sacudidas se conocerían luego como ondas QRS y onda T.

Marey (1876). Usó un voltímetro para registrar la actividad eléctrica del corazón expuesto de una rana.

John Burden Sanderson y Frederick Page (1878). Fisiólogos británicos registran la corriente eléctrica cardíaca con un voltímetro capilar y muestran que se compone de dos fases (llamadas más adelante QRS y T). Publicando más adelante en 1884 algunos de sus registros.

William Bayliss y Edward Starling (1891). Fisiólogos británicos del University College de Londres, basan sus estudios en sus antecesores John Burden Sanderson y Frederick Page y mejoran el voltímetro capilar; mostrando "una variación trifásica precediendo cada latido cardíaco". Estos desvíos se llamarán luego P, QRS y T.

Willem Einthoven (1893). Este estudioso es uno de los más importantes dentro del estudio del corazón, introduce el término 'electrocardiograma' en un congreso de la Sociedad médica holandesa. En 1895 utilizando un voltímetro mejorado y una fórmula de corrección desarrollada independientemente de Burch, con lo que consigue distinguir cinco ondas que él denomina P, Q, R, S y T. Siendo la elección de P una convención matemática utilizando letras de la segunda mitad del alfabeto. En 1901 inventa un galvanómetro de 600 lbs., para producir electrocardiogramas; que utilizan un filamento fino de cuarzo revestido en plata, basado en ideas de Deprez y D'Arsonval. Einthoven reconoció la existencia de un

³ **Apex:** Es el 5to Espacio Intercostal Línea Axilar Anterior es decir es el vértice o punta del corazón

⁴ **Sístole ventricular:** Acción del corazón donde los ventrículos se contraen e impiden que la sangre vuelva a las aurículas por haberse cerrado las válvulas bicúspide y tricúspide. La sangre sale por las arterias pulmonares y aorta. Estas también tienen las llamadas válvulas sigmoideas, que evitan el reflujo de la sangre. Si esto no ocurriera la piel empezaría a ponerse de color azul.

sistema semejante desarrollado por Ader pero posteriormente (1909) calculó que su galvanómetro, era de hecho, más sensible. En 1902 publica el primer electrocardiograma registrado con un galvanómetro de filamento. En 1903 discute la producción comercial del galvanómetro de filamento con Max Edelman de Munich y Horace Darwin de la Cambridge Scientific Instruments Company de Londres.

En 1905 transmite electrocardiogramas desde el hospital a su laboratorio, a 1.5 Km., vía cable de teléfono. En 1906 publica la primera presentación organizada de electrocardiogramas normales y anormales registrados con un galvanómetro de filamento. La hipertrofia ventricular izquierda y derecha, hipertrofia auricular izquierda y derecha, la onda U (por la primera vez), melladuras de QRS, los extrasístoles ventriculares⁵, bigeminismo ventricular⁶, el flutter auricular⁷ y el bloqueo completo son descritos por él.

En 1912 describe un triángulo equilátero formado por sus derivaciones estándar I, II, III que más adelante sería llamado el "Triángulo de Einthoven". Esta es la primera referencia en un artículo en inglés en la que se encuentra la abreviatura 'EKG'. En 1924 gana el premio Nobel por inventar el electrocardiógrafo.

Walter James (1910). Realiza publicaciones de la primera revisión Americana de la electrocardiografía. Describe varias anomalías como la hipertrofia ventricular, atrial y las extrasístoles ventriculares, la fibrilación atrial y la

⁵ **Extrasístole:** Contracción prematura del corazón, debida a la despolarización anticipada de una parte del corazón distinta al nodo sinusal. El extrasístole puede ser de origen ventricular (bigeminismo ventricular) o supraventricular (bigeminismo supraventricular).

⁶ **Bigeminismo ventricular:** Son dos latidos seguidos de una pausa larga y se repiten nuevamente, no es de gravedad y se corrigen con medicación adecuada. y desde luego hay que evitar la ansiedad para que no vuelvan a presentarse. Ritmo cardíaco, que se caracteriza por la sucesión de un extrasístole y un latido sinusal.

⁷ **Flutter auricular** (aleteo auricular). Esta arritmia se debe a la despolarización auricular a una frecuencia regular superior a los 250 latidos por minuto, con respuesta ventricular regular o variable. Se caracteriza por una sucesión de contracciones ventriculares, cuyos complejos eléctricos están muy deformados. Es un estado preagónico. Esta es una arritmia que se asemeja a la fibrilación auricular, pero en este caso, las aurículas se activan de forma regular pero a frecuencias extremadamente elevadas, con lo que los latidos cardíacos suelen ser rápidos y habitualmente regulares.

fibrilación ventricular. Los registros se mandaron de las salas de cardiología al departamento de electrocardiogramas por un sistema de cables.

Frank Sanborn's company (1928). Fundada en 1917 y adquirida por Hewlett- Packard en 1961 y desde 1999, perteneciente a Philips Medical Systems, convierte su modelo de mesa de electrocardiógrafo en su primera versión portátil que pesaba 25 Kg (50 libras) y alimentado por una batería de automóvil de 6 V.

Goldhammer y Scherf (1932). Estos dos profesionales en la materia proponen el uso del electrocardiograma después de un ejercicio moderado como una ayuda en el diagnóstico de la insuficiencia coronaria, y de hecho este es uno de los métodos empleados hasta la actualidad para diagnosticar la forma de trabajo del corazón y una serie de arritmias.

Charles Wolferth y Francis Wood (1932). Emplean, describen y promueven el uso clínico de las derivaciones precordiales.

Frank Wilson (1934). Su experimento consistió en unir los cables del brazo derecho, brazo izquierdo y el pie izquierdo con resistencias de 5000 Ohmios (Ω) y definió el "electrodo indiferente" que más adelante se llamó el terminal central de Wilson. Este terminal combinado actúa como una toma a tierra y es conectado al polo negativo del ECG. Un electrodo unido al terminal positivo se convierte en 'unipolar' y puede ser colocado en cualquier lugar del cuerpo. Wilson define las derivaciones unipolares de las extremidades VR, VL, y VF donde V significa Voltaje (El voltaje encontrado en el punto del electrodo unipolar).

Asociación Americana del Corazón y la Sociedad Cardíaca Británica. Realizan estudiosos novedosos y definen las posiciones estándar y el cableado de las derivaciones precordiales V1-V6. La 'V' significa voltaje.

Emanuel Goldberger (1938). Este incrementa el voltaje de las derivaciones unipolares de Wilson en un 50% y crea las derivaciones de los miembros, amplificadas aVR, aVL, aVF. Cuando son añadidas a las tres derivaciones de Einthoven y las seis precordiales llegamos al ECG de 12 derivaciones lo que se usa hoy en día para diagnóstico avanzado.

Jeff Holter (1949). Médico de Montana desarrolla una mochila de 37 Kg que podía registrar el ECG de quien la portaba y podía también transmitir esta señal. Su sistema conocido como el monitor Holter (Ver Figura 1.1) fue posteriormente muy utilizado por lo que fue reducido en tamaño combinándose con la grabación digital en cinta y utilizado para el registro ambulatorio de ECGs.



Figura 1.1: Monitor Holter

Richard Langendorf (1955). Dedicó su estudio al bigeminismo y publicó la 'regla del bigeminismo', la misma que manifiesta que un bigeminismo ventricular tiende a perpetuarse a sí mismo.

Henry Marrito (1968). Introduce la derivación precordial 1 modificada: Modified Chest Lead 1 (MCL1), la misma que sirve para monitorizar pacientes en cuidados coronarios.

1.1.2.- TÉCNICAS APLICADAS A UN ECG

Actualmente hay un sinnúmero de métodos que buscan incrementar la resolución de un ECG, con el fin de lograr una mayor amplificación de las pequeñas señales en un amplio espectro y aumentar su relación señal a ruido; para de esta forma lograr una mejor interpretación y diagnóstico.

Entre las múltiples técnicas que existen se encuentran entre las más comunes las siguientes:

1.1.2.1.- ECGAR

Electrocardiografía de Alta Resolución (ECGAR); es un nuevo avance en el método de ECG; es el producto de técnicas basadas en computadora, que persiguen mejorar la fidelidad de la señal proveniente del corazón, para detectar señales de muy baja amplitud. El análisis del ECG por computadora, tiene su origen en la búsqueda de métodos automáticos que simulen la interpretación humana; para la detección automática de ondas e intervalos del ECG y la ayuda en la toma de decisiones en diagnóstico clínico⁸.

Los términos de electrocardiografía de alta fidelidad, de alta frecuencia o de banda ancha han sido usados, desde la década de los 60, en diversas investigaciones clínicas, con el fin de estudiar potenciales ventriculares de alta frecuencia y la actividad eléctrica del haz de His⁹.

1.1.2.2.- Promediación De Latidos

Es el método más común, usado hoy en día, para mejorar la relación señal –ruido (SNR) del ECG, de forma que permite aumentar su resolución.

El promediado de señales ECG tomó mayor interés clínico en la detección de potenciales tardíos en pacientes con riesgo de taquicardia ventricular maligna después de un infarto de miocardio. Simson (1981) propuso técnicas de adquisición y procesado del ECGAR que son las más usadas hoy en día para la detección de potenciales tardíos.

1.1.2.3.- Electrocardiografía Computarizada

Los sistemas digitales permiten almacenar y recuperar de una manera cómoda e inmediata miles de trazados ECG. A pesar de los avances, la

⁸ <http://wo-pub2.med.cornell.edu/cgibin/WebObjects/PublicA.woa/9/wa/viewHContent?website=nyp+spanish&contentID=4429&wosid=E3xPbdW0JaFBQSsY1JTKLw>

⁹ Haz De His: Conjunto de fibras del miocardio a través de las que se transmite el impulso cardíaco desde el nódulo auriculoventricular (AV) a los ventrículos.

interpretación informatizada del ECG adolece de graves limitaciones. La lectura incompleta o imprecisa es más frecuente en casos de arritmias o anomalías complejas. Por eso, no debe aceptarse la interpretación computadorizada (incluidas las medidas de los intervalos ECG elementales) sin que el médico revise cuidadosamente el electrocardiograma.

1.2.- SISTEMA CIRCULATORIO

El Sistema cardiovascular o circulatorio (Ver Figura 1.2) está formado por el corazón, la sangre y los vasos sanguíneos; cada uno desarrolla una función vital en el cuerpo humano.

La función principal del sistema circulatorio es transportar materiales en el cuerpo: la sangre recoge el oxígeno en los pulmones, y en el intestino recoge nutrientes, agua, minerales, vitaminas y los transporta a todas las células del cuerpo. Los productos de desecho, como el dióxido de carbono, son recogidos por la sangre y llevados a diferentes órganos para ser eliminados, como pulmones, riñones, intestinos, etcétera.

Aunque el corazón está en gran parte formado por tejido muscular, el no depende del sistema nervioso para latir y bombear la sangre.

El corazón posee su propio sistema de generación y conducción de impulsos eléctricos.

Este sistema es capaz de iniciar, automáticamente y regularmente (entre 60-100 veces por minuto), los impulsos.

Los impulsos eléctricos estimulan las células vecinas y estas estimulan otras células. Rápidamente, el impulso eléctrico (ondas eléctricas) se despliega por todas las partes del corazón.

La estimulación eléctrica de las células musculares produce la contracción temporal de estas, resultando en la contracción del corazón y el bombeo de la sangre¹⁰.

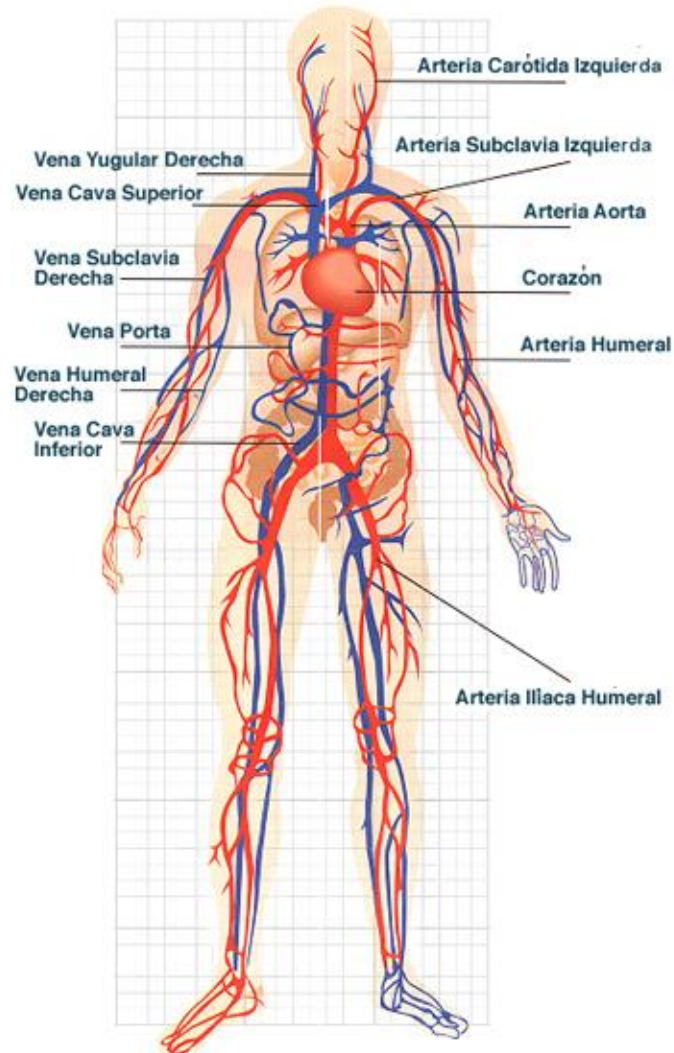


Figura 1.2: Sistema Circulatorio

1.2.1.- DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA MÉDICO

El Sistema Cardiovascular es esencial en el funcionamiento del organismo debido a las múltiples tareas en las cuales se involucra, entre ellas: la homeostasis, la distribución de oxígeno y nutrientes a todas las células del

¹⁰ [http://www.Anatomía del corazón y del aparato cardiovascular - Instituto del Corazón de Texas \(Texas Heart Institute\).htm](http://www.Anatomía del corazón y del aparato cardiovascular - Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute).htm)

organismo, mantenimiento del balance ácido-base, combatir infecciones, detener hemorragias formando coágulos, regular la temperatura corporal, entre otras.

Las enfermedades cardíacas son las que producen mayor porcentaje de mortalidad en el mundo. Esta se manifiesta a sí misma de varias maneras: la arteriosclerosis (arterias bloqueadas), la angina de pecho (dolor debido a la insuficiencia de oxígeno que llega al corazón), la arritmia (ritmos anormales de latidos de corazón), las aneurismas (inflamación de la pared arterial con riesgo a romperse), la presión sanguínea alta, entre otros.

Estas patologías se pueden presentar por malos hábitos alimenticios, el poco cuidado por la salud o de manera hereditaria; debido a esto, el control de los principales registros que enmarcan el Sistema Cardiovascular son fundamentales y primordiales para la salud de cualquier ser humano.

El gran problema con los tipos de patologías que se encuentran en este sistema se debe a que la enfermedad no espera y a medida que pasa el tiempo se vuelve más aguda con tratamientos que resultan siendo costosos y en algunos casos sin mejoras, cambiando totalmente el estilo de vida de la persona que la padece.

Un electrocardiograma detecta las actividades del corazón y reproduce un gráfico grabado como respuesta de un voltaje en el tiempo. Cada parte de un ECG está directamente relacionada a los impulsos eléctricos de los eventos del corazón, y sus variaciones o anomalías vistas en un ECG pueden a menudo ser trazadas e identificadas en un lugar particular del corazón.

A cada trazo de ECG, el cual es una manifestación de una actividad eléctrica detectada por dos o más electrodos colocados en ciertos puntos de la piel del paciente se le llama derivación. Un ECG completo es una grabación de doce derivaciones dadas por la localización de diez electrodos.

En un ciclo cardíaco normal (Ver Figura 1.3) la actividad auricular se inscribe antes que la ventricular. La despolarización auricular se representa por la onda P, y la repolarización por la onda Ta, pero habitualmente ésta no se inscribe porque está oculta en el complejo ventricular o es de muy baja amplitud. Luego se inscribe el segmento PR en el que no se detecta actividad eléctrica y se define

como línea isoeleétrica. El intervalo desde el inicio de la onda P al complejo QRS (PR) representa el tiempo desde el inicio de la activación auricular a la activación ventricular. La despolarización ventricular es representada por el complejo QRS, que es el componente de mayor amplitud en el ECG. El término del complejo QRS se denomina " punto J" y da inicio al segmento ST (período en que los ventrículos aún están despolarizados), que separa el complejo QRS con la onda T; esta última corresponde a la repolarización ventricular. Posterior a la onda T suele inscribirse una pequeña onda de origen aún no definido, denominada onda U. El intervalo desde el inicio de la activación ventricular al término de la repolarización se denomina intervalo QT. Finalmente hay otra línea isoeleétrica entre el final de la onda T o U y la onda P.

A frecuencias bajas y en personas normales los segmentos PR y TP muestran claramente la línea isoeleétrica, la que se considera como basal para medir la amplitud de las ondas o deflexiones.

Con frecuencias rápidas el segmento TP desaparece ya que la onda T generalmente se fusiona con la onda P.

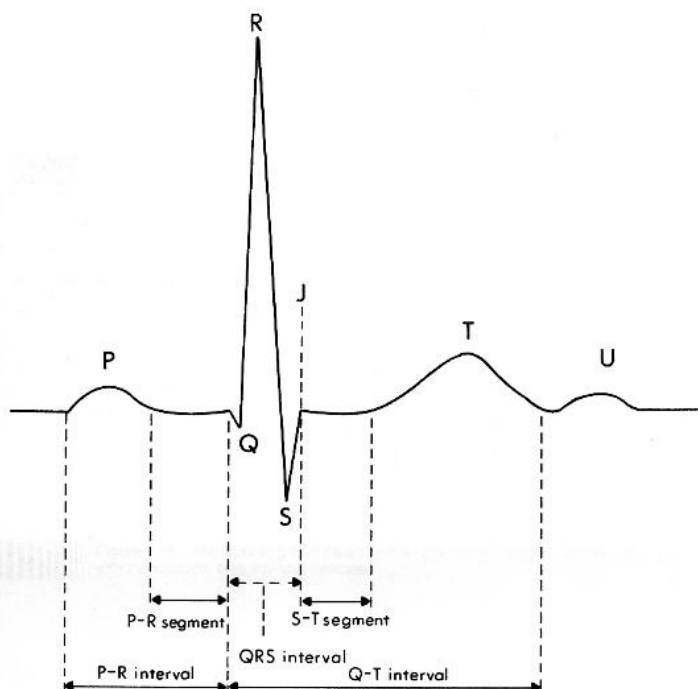


Figura 1.3: Definiciones básicas de los segmentos que conforman un electrocardiograma

ONDA P: En condiciones normales, es la primera marca reconocible en el ECG. Representa la despolarización de ambas aurículas, su duración es menor de 100 ms y su voltaje no excede los 5,5 mV.

INTERVALO PR: Es el período de inactividad eléctrica, corresponde al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo arterioventricular. Su duración debe estar comprendida entre 120 y 200 ms.

COMPLEJO QRS: Representa la despolarización de ambos ventrículos. Su duración debe estar comprendida entre los 80 y 100 ms.

SEGMENTO ST: Desde el final del QRS hasta el inicio de la onda T.

ONDA T: Corresponde a la repolarización ventricular, apareciendo al final del segmento ST.

INTERVALO QT: Comprende desde el inicio del QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización ventricular. Su duración estará comprendida entre los 320 y 400 ms.

Entonces entre los Valores Normales de algunos componentes del ECG en adultos son:

Onda P: <120ms; Intervalo PR: 120-200ms; Complejo QRS: <120ms; Intervalo QTc: <440-460ms

1.2.2.- MORFOLOGÍA DEL CORAZÓN

El corazón (Ver Figura 1.4) pesa entre 7 y 15 onzas (200 a 425 gramos) y es un poco más grande que una mano cerrada. Al final de una larga vida, el corazón de una persona puede haber latido (es decir, haberse dilatado y contraído) más de 3.500 millones de veces. Cada día, el corazón late un promedio de 100.000 veces, bombeando aproximadamente 2.000 galones (7.571 litros) de sangre.

El corazón está formado en realidad por dos bombas separadas, un corazón derecho, que impulsa la sangre hacia los pulmones, y un corazón izquierdo, que la impulsa hacia los órganos periféricos. A su vez, cada uno de

estos "dos corazones" separados, es una bomba pulsátil de dos cavidades, compuesta por una aurícula y un ventrículo.

El corazón se encuentra entre los pulmones en el centro del pecho, detrás y levemente a la izquierda del esternón. Una membrana de dos capas, denominada «pericardio» envuelve el corazón como una bolsa. La capa externa del pericardio rodea el nacimiento de los principales vasos sanguíneos del corazón y está unida a la espina dorsal, al diafragma y a otras partes del cuerpo por medio de ligamentos. La capa interna del pericardio está unida al músculo cardíaco. Una capa de líquido separa las dos capas de la membrana, permitiendo que el corazón se mueva al latir, con una fricción mínima, a la vez que permanece unido al cuerpo.

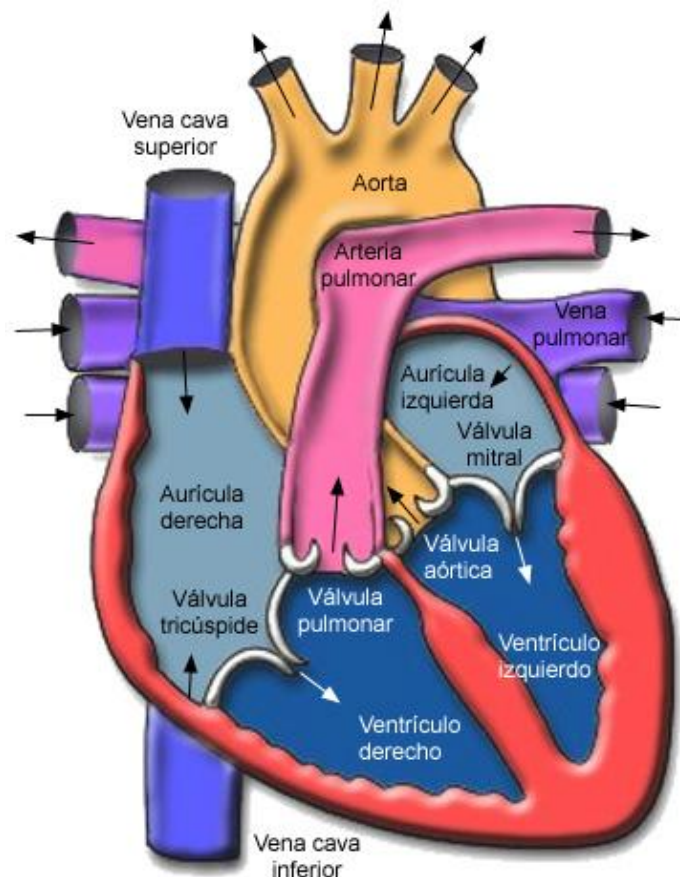


Figura 1.4: El Corazón y sus Partes

El corazón tiene cuatro cavidades. Las cavidades superiores se denominan aurícula izquierda y aurícula derecha y las cavidades inferiores se denominan

ventrículo izquierdo y ventrículo derecho. Una pared muscular denominada «tabique» separa las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho. El ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón. Las paredes del ventrículo izquierdo tienen un grosor de sólo media pulgada (poco más de un centímetro), pero tienen la fuerza suficiente para impulsar la sangre a través de la válvula aórtica hacia el resto del cuerpo.

1.2.2.1.- Válvulas cardíacas

Las válvulas que controlan el flujo de la sangre por el corazón son cuatro (Ver Figura 1.5):

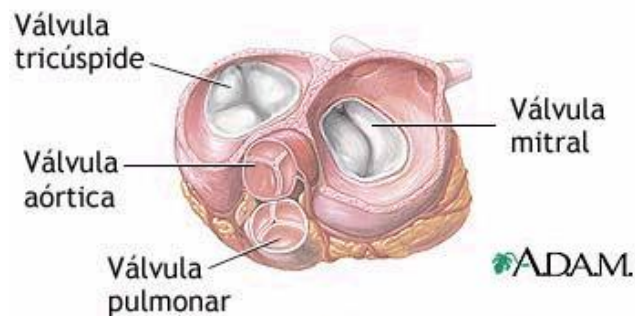


Figura 1.5: Anatomía de las Válvulas Cardíacas

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

La válvula pulmonar controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla.

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

La válvula aórtica permite que la sangre rica en oxígeno pase del ventrículo izquierdo a la aorta, la arteria más grande del cuerpo, la cual transporta la sangre al resto del organismo.

1.2.2.2.- Nódulo Sinoauricular (Nódulo SA)

El nódulo sinoauricular (nódulo SA), llamado también nódulo sinusal, es un grupo de células especializadas que se encuentran cerca de la parte superior de la unión entre la vena cava superior y la aurícula derecha.

Estas células especializadas poseen la capacidad de iniciar impulsos eléctricos espontáneamente.

El nódulo SA (Ver Figura 1.6) es un marcapaso. El marcapaso genera impulsos eléctricos regularmente que se desplazan por todo el corazón estimulando la contracción cardiaca.

Aunque varias zonas en el corazón tienen la capacidad de funcionar como marcapasos, el nódulo SA es el marcapaso principal o dominante del corazón. El nódulo SA genera impulsos 60-100 veces por minuto. En casos de arritmias otras zonas del corazón pueden convertirse en el marcapaso dominante. Por ejemplo, en la taquicardia ventricular, marcapasos en los ventrículos pueden generar impulsos más de 100 veces por minuto.

El ritmo cardíaco que origina en el nódulo SA se llama ritmo sinusal. Los impulsos eléctricos generados por el nódulo sinusal ocurren de 60 a 100 veces por minutos. Esta frecuencia puede aumentar debido a la estimulación producida por el Sistema Nervioso Simpático (catecolaminas¹¹ -norepinefrina y epinefrina¹² - estimulan el nódulo SA) o la frecuencia puede disminuir debido a la estimulación debido a la acción del nervio Vago (Sistema Nervioso Parasimpático¹³).

El impulso eléctrico iniciado por el nódulo SA resulta en una onda eléctrica que se desplaza a través de las aurículas derechas e izquierda. La onda eléctrica pasa de la aurícula derecha a la izquierda por medio de la rama de Bachman. Esta rama sale del nódulo SA atraviesa el tabique fibroso interauricular. La onda

¹¹ **Catecolaminas:** Hormona que activa el sistema nervioso central.

¹² **Norepinefrina Y Epinefrina:** Son catecolaminas. La adrenalina, también llamada epinefrina en su sustitutivo sintético, es una hormona vasoactiva secretada en situaciones de alerta por las glándulas suprarrenales. Es una monoamina catecolamina, simpaticomimética derivada de los aminoácidos fenilalanina y tirosina. A veces es llamada "epi" en la práctica médica.

¹³ **Sistema Nervioso Parasimpático:** Parte del sistema nervioso que desacelera el corazón, dilata los vasos sanguíneos, reduce el tamaño de la pupila, aumenta los jugos digestivos y relaja los músculos del aparato digestivo.

eléctrica demora en llegar, desde el nódulo SA al nódulo auriculoventricular (AV), alrededor de 3/100 de segundo.

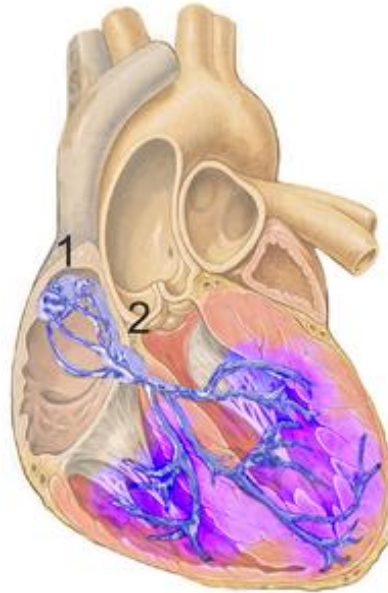


Figura 1.6: 1. Nódulo SA; 2. Nódulo AV

1.2.2.3.- Unión AV (Nódulo Aurículo Ventricular AV y el Haz de His)

El nódulo AV (Ver Figura 1.7) es una estructura en forma de bulbo y compuesta de células especializadas similares a las del nódulo SA. El nódulo AV posee la capacidad de iniciar impulsos eléctricos sirviendo como marcapaso del corazón cuando el nódulo SA falla. El nódulo AV genera impulsos con una frecuencia entre 40-60 veces por minuto; es decir es más lenta que el nódulo SA.

El nódulo AV retrasa el paso del impulso eléctrico a través de él. Esta demora permite la contracción de las aurículas antes de la contracción de los ventrículos. La contracción auricular es la llamada patada auricular.

El Haz de His se origina en el nódulo AV y pasa a través del tejido fibroso que separa las aurículas de los ventrículos. De esta manera, el Haz de His es el componente del sistema de conducción que transmite los impulsos eléctricos provenientes de las aurículas hacia los ventrículos.

Como el nódulo SA y el nódulo AV, el haz de His posee células especializadas que generan impulsos eléctricos espontáneamente. El Haz de His, como el nódulo AV, genera impulsos con una frecuencia de 40-60 veces por minuto. Juntos, el nódulo AV y el Haz de His reciben el nombre de Unión AV.

El Haz de His, el nódulo AV, las aurículas y el nódulo SA se encuentran arriba de los ventrículos. Ritmos cardiacos que originan en estas zonas son llamados ritmos supra ventriculares.

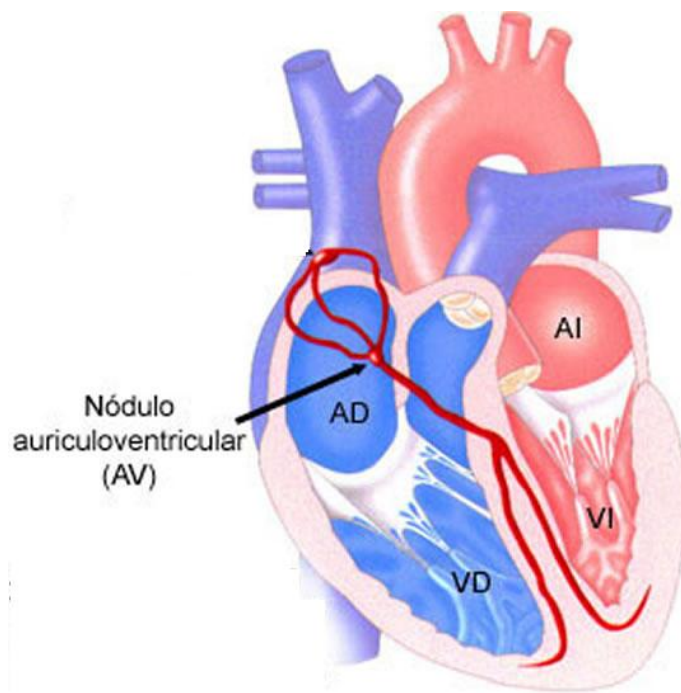


Figura 1.7: Ubicación del nódulo Aurículo ventricular (AV)

1.2.2.4.- Las Ramas

Las ramas (Ver Figura 1.8) se pueden considerar como los "superconductores" del corazón y están cubiertas por un tejido fibroso aislante.

Para que los ventrículos se contraigan fuertemente y en una forma coordinada, el impulso eléctrico tiene que transmitirse rápidamente por toda el área de ambos ventrículos.

Las ramas derecha e izquierda ayudan en esta función, de la siguiente manera:

La onda eléctrica es dividida en cuatro equipotenciales ondas eléctricas, una vez aisladas estas cuatro ondas eléctricas se desplazan por los ventrículos en 1/100 de un segundo.

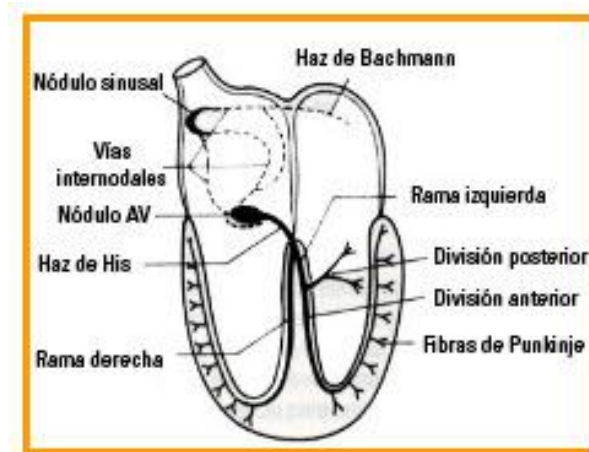


Figura 1.8: Las ramas

1.2.2.5.- La Red de Purkinje

Son los terminales de las ramas. La red de Purkinje (Ver Figura 1.9) forma miles de conexiones con las células musculares cardíacas.

Los ventrículos también poseen células especializadas capaces de actuar como marcapasos. Estas células se encuentran dispersas por los ventrículos y su frecuencia de generar impulsos es de 20-40 veces por minuto. Estas células generan impulsos cuando el nódulo SA y el nódulo AV no generan impulsos, cuando impulsos de origen supraventricular son bloqueados en la unión AV, o cuando los impulsos son bloqueados en las ramas, o en caso de un foco ectópico en la red de Purkinje.

Cuando otros marcapasos fallan, el ventrículo tratará de funcionar como el marcapaso del corazón.

Es importante mencionar que una frecuencia cardíaca de 20-40 latidos por minuto es muy probable que no sea suficiente para mantener la vida del ser humano. El marcapaso ventricular es la última opción del corazón.

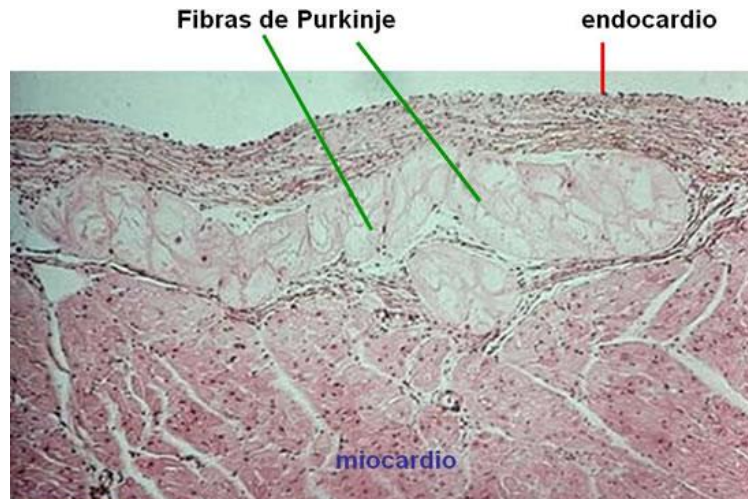


Figura 1.9: Localización de las fibras de Purkinje entre el miocardio y el endocardio.

1.2.3.- EL PROCESO FISIOLÓGICO: LATIDO CARDÍACO

Un latido cardíaco es una acción de bombeo en dos fases que toma aproximadamente un segundo. A medida que se va acumulando sangre en las cavidades superiores (las aurículas, derecha e izquierda), el marcapasos natural del corazón (el nódulo SA) envía una señal eléctrica que estimula la contracción de las aurículas. Esta contracción impulsa sangre a través de las válvulas tricúspide y mitral hacia las cavidades inferiores que se encuentran en reposo (los ventrículos derecho e izquierdo). Esta fase de la acción de bombeo (la más larga) se denomina diástole¹⁴ (Ver Figura 1.10).

¹⁴ **Diástole** Movimiento de dilatación del corazón y de las arterias, cuando la sangre penetra en su cavidad.

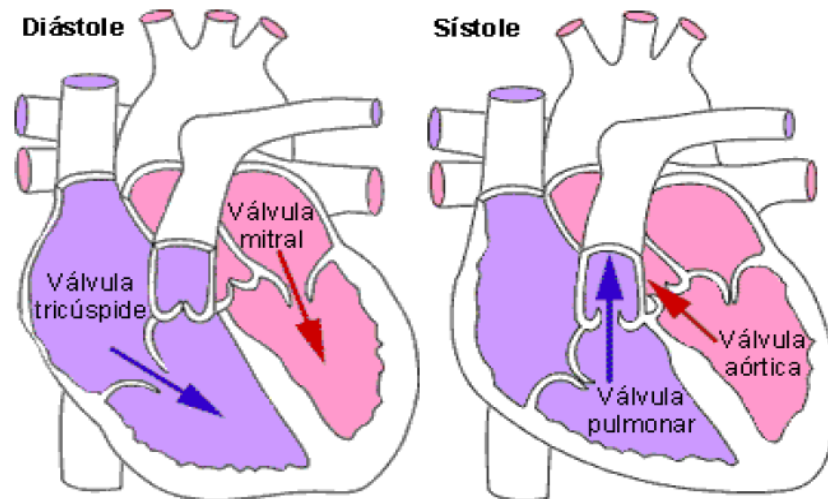


Figura 1.10: El latido Cardíaco

La segunda fase de la acción de bombeo comienza cuando los ventrículos están llenos de sangre. Las señales eléctricas generadas por el nódulo SA se propagan por una vía de conducción eléctrica a los ventrículos estimulando su contracción. Esta fase se denomina sístole¹⁵. Al cerrarse firmemente las válvulas tricúspide y mitral para impedir el retorno de sangre, se abren las válvulas pulmonar y aórtica. Al mismo tiempo que el ventrículo derecho impulsa sangre a los pulmones para oxigenarla, fluye sangre rica en oxígeno del ventrículo izquierdo al corazón y a otras partes del cuerpo.

Cuando la sangre pasa a la arteria pulmonar y la aorta, los ventrículos se relajan y las válvulas pulmonar y aórtica se cierran. Al reducirse la presión en los ventrículos se abren, las válvulas tricúspide y mitral y el ciclo comienza otra vez. Esta serie de contracciones se repite constantemente, aumentando en momentos de esfuerzo y disminuyendo en momentos de reposo.

Pero el corazón no actúa en forma independiente. El cerebro detecta las condiciones a nuestro alrededor (el clima, los factores estresantes y el nivel de actividad física) y regula el aparato cardiovascular para poder satisfacer las necesidades del organismo en esas condiciones.

¹⁵ **Sístole auricular:** Es la contracción del tejido muscular cardíaco. Esta contracción produce un aumento de la presión en la cavidad cardíaca, con la consiguiente eyección del volumen sanguíneo contenido en esa cavidad. La contracción de las aurículas hace pasar la sangre a los ventrículos.

1.2.4.- SISTEMA DE CONDUCCIÓN

El corazón es, explicándolo de forma sencilla, una bomba formada por tejido muscular. Como cualquier bomba, el corazón necesita una fuente de energía y oxígeno para poder funcionar. La acción de bombeo del corazón proviene de un sistema intrínseco de conducción eléctrica.

El corazón es el músculo del sistema cardiovascular, encargado de producir la potencia necesaria, para el transporte de la sangre a todo el cuerpo. El corazón está compuesto de cuatro cavidades, dos aurículas y dos ventrículos (Ver Figura 1.11). La sangre depauperada de oxígeno llega a la aurícula derecha a través de la vena cava superior y de ahí pasa al ventrículo derecho. Saliendo por la arteria pulmonar, la sangre fluye hacia los pulmones a fin de oxigenarse. La sangre retorna al corazón por las cuatro venas pulmonares a la aurícula izquierda, pasando de ahí al ventrículo izquierdo, el cual envía la sangre al sistema capilar. Un sistema de válvulas dentro del corazón condiciona el flujo unidireccional de la sangre. La dirección del flujo de la sangre, desde o hacia el corazón, determina el nombre de arteria o vena.

La contracción del corazón es llamada sístole y a la relajación o llenado se le designa como diástole.

Tal como en los otros músculos, la actividad mecánica del corazón esta acoplada a una actividad eléctrica. Una complicada excitación eléctrica, produce un espacial y cronológicamente coordinado, proceso de contracción muscular. Este proceso se inicia con la contracción de la aurícula derecha, 20 ms más tarde le sigue la aurícula izquierda, luego de 120 ms viene la fuerte contracción del ventrículo izquierdo y finalmente pasados otros 20 ms la contracción del ventrículo derecho.

La excitación eléctrica expuesta sincroniza el trabajo del sistema cardiovascular.

De manera muy resumida puede decirse que el corazón está compuesto de dos bombas conectadas en serie que son accionadas simultáneamente o en paralelo.

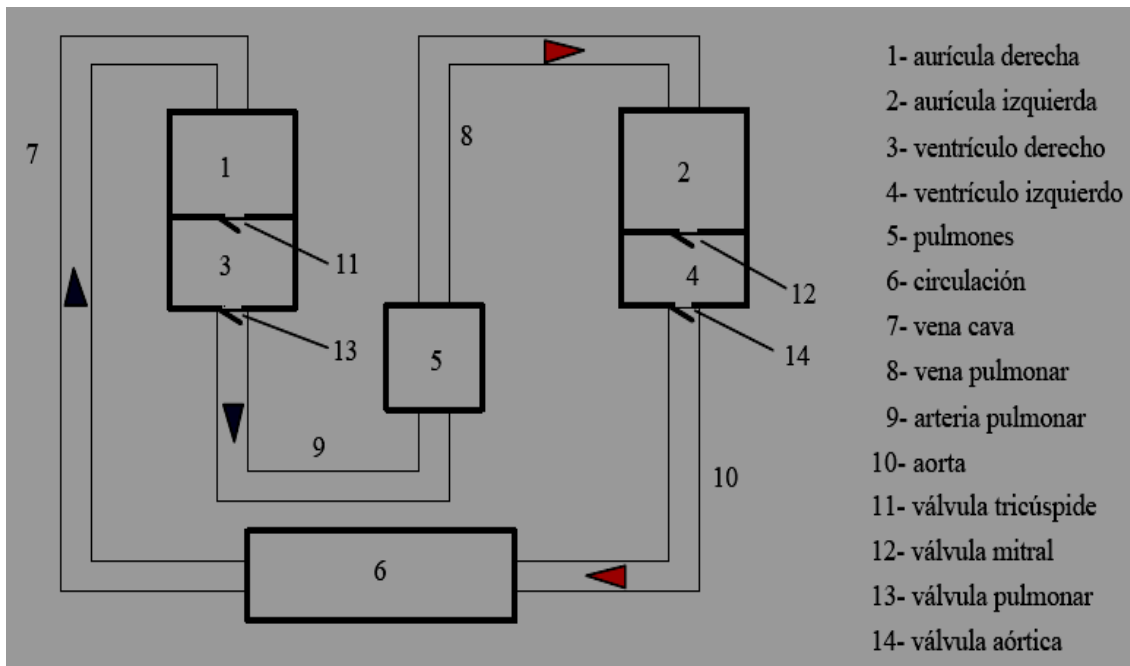


Figura 1.11: Esquema de ingeniería que simula el funcionamiento del corazón

El músculo cardíaco es miogénico, esto quiere que se excita a sí mismo. Las contracciones rítmicas se producen espontáneamente, la secuencia de las contracciones está producida por la despolarización (inversión de la polaridad eléctrica de la membrana debido al paso de iones activos a través de ella) del nodo sinusal o nodo de Keith-Flack (nodus sinuatrialis), situado en la pared superior de la aurícula derecha.

La corriente eléctrica producida, del orden del microvoltio, se transmite a lo largo de las aurículas y pasa a los ventrículos por el nodo auriculoventricular (nodo AV) (Ver Figura 1.12) situado en la unión entre los dos ventrículos, formado por fibras especializadas. El nodo AV sirve para filtrar la actividad demasiado rápida de las aurículas. Del nodo AV se transmite la corriente al fascículo de His, que se distribuye a los dos ventrículos, terminando como red de Purkinje.

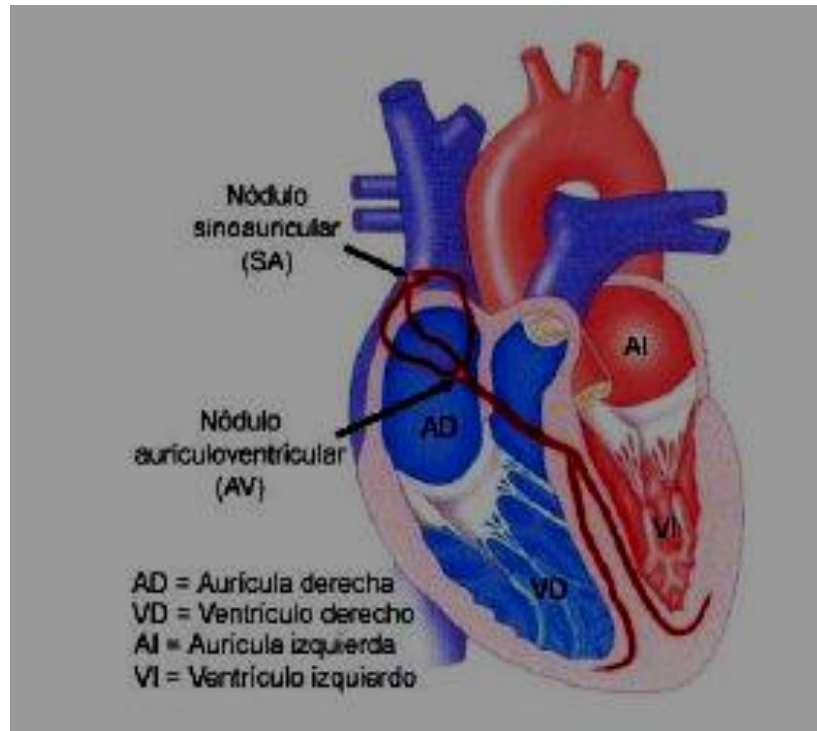


Figura 1.12: Distribución del corazón

La despolarización o activación y la repolarización o recuperación de los miocitos pueden representarse como un vector con diferentes cargas en su cabeza (punta del vector) y en su cola (origen del vector).

La despolarización (Ver Figura 1.13) de las células cardíacas, que transforma en eléctricamente positivo su interior, puede representarse como un vector con la cabeza positiva y la cola negativa.

Todo electrodo o derivación situado en un ángulo de 90° respecto a la cabeza vectorial, registrará una deflexión positiva, cuanto más coincida con la dirección del vector.

Por el contrario, las derivaciones situadas a más de 90° de su cabeza registrarán una deflexión negativa.

Este fenómeno es el responsable de la génesis del complejo QRS del ECG.

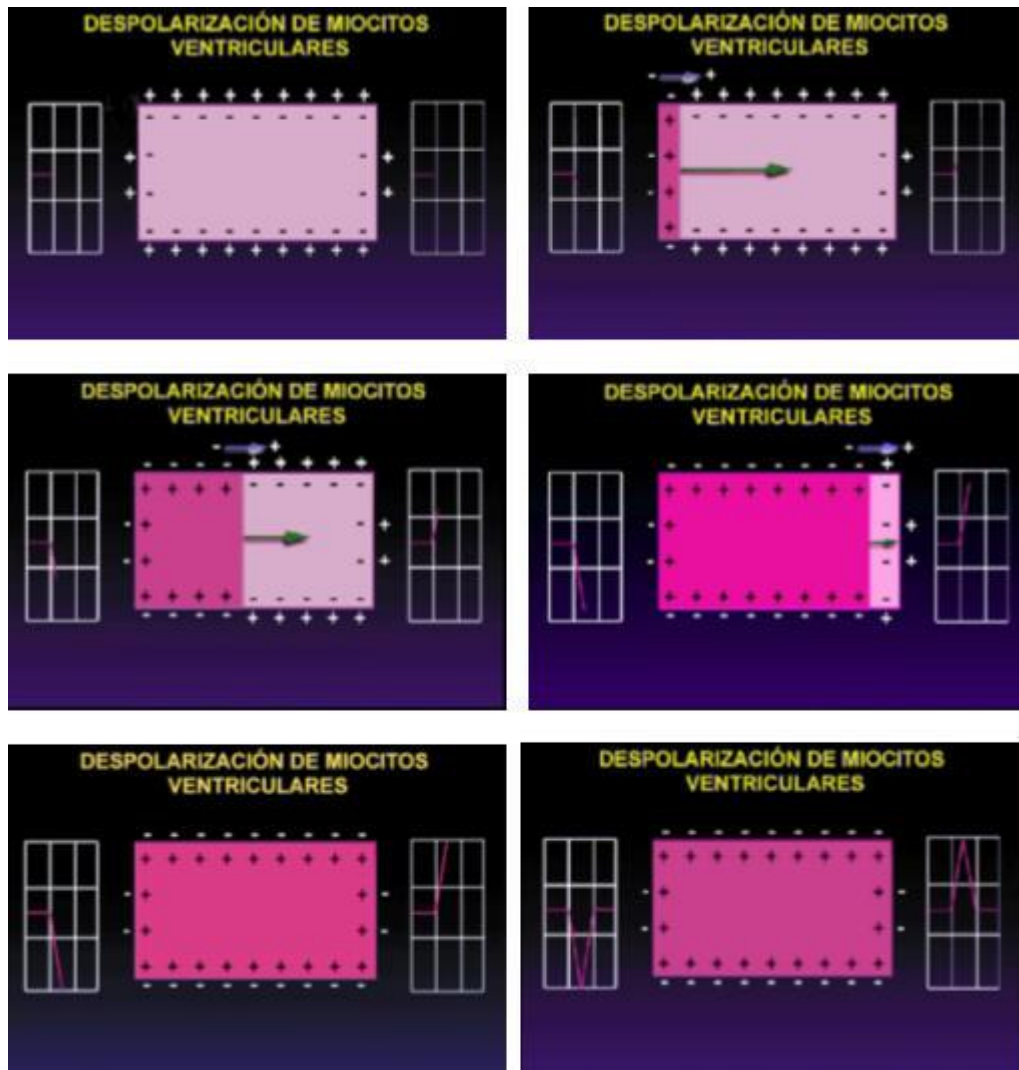


Figura 1.13: Secuencia de despolarización de los miocitos ventriculares

Las células una vez activadas, se recuperan hasta alcanzar las condiciones eléctricas de reposo; a este fenómeno se le denomina repolarización y puede representarse por un vector con polaridad opuesta al vector de despolarización.

Este vector de repolarización presenta la cabeza cargada negativamente y la cola positiva y es el responsable de la génesis de la onda T del ECG. Esta es la explicación de que las derivaciones del ECG predominantemente positivas presenten ondas T positivas y las predominantemente negativas ondas T también negativas.

1.2.4.1.- Electrofisiología de las Células Cardíacas.

En el ámbito eléctrico del corazón se pueden distinguir dos tipos de células: Células automáticas o de respuesta lenta, que suelen formar parte del sistema de conducción cardíaco y Células de trabajo o musculares o de respuesta rápida representadas por los miocitos.

Las células de respuesta lenta, además de conducir el impulso eléctrico poseen la propiedad de generarlo en forma espontánea. Las células de respuesta rápida necesitan un estímulo externo que las active. En la Figura 1.14 se observa que las células de respuesta lenta poseen un potencial de reposo inestable que de forma automática va despolarizándose y al alcanzar el potencial de umbral generan un potencial de acción que va a transmitirse a las células vecinas.

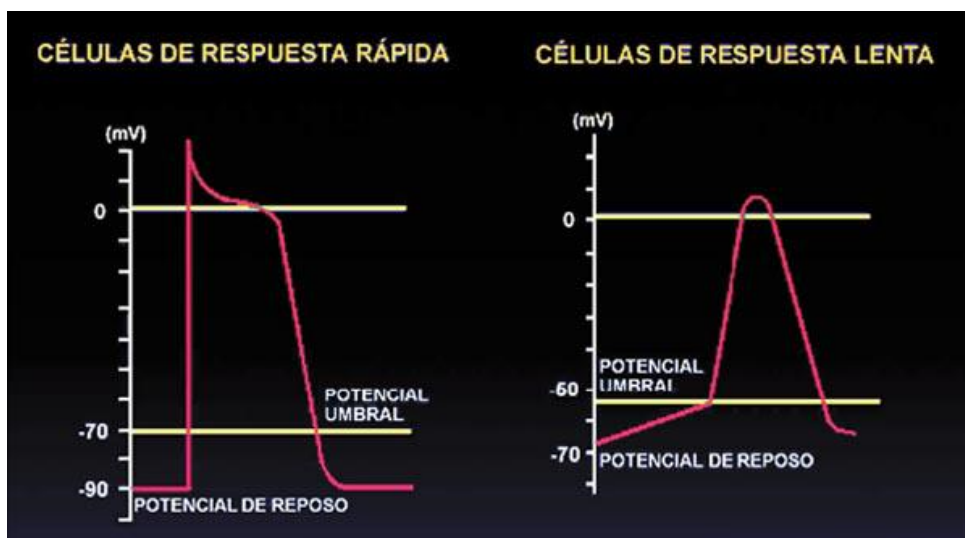


Figura 1.14: Tipos de Células Cardíacas

Por el contrario, las células de respuesta rápida poseen un potencial de reposo estable, necesitan un estímulo externo que lo sitúe en el potencial umbral (Ver Figura 1.15) para posteriormente, siguiendo la “ley del todo o nada”, generar un potencial de acción que hará contraerse al miocito.

El nódulo sinusal es la estructura del sistema de conducción con pendiente de despolarización diastólica más rápida; sus células son las que antes alcanzan

el potencial de umbral y por ello, es en el nódulo sinusal donde se genera el potencial de acción que se distribuirá por todas las demás células. Es el marcapasos cardíaco normal.

El nodo auriculoventricular es la estructura que toma el “mando eléctrico” del corazón. Ello es debido a que entre todas las estructuras cardíacas, la velocidad de la pendiente de despolarización diastólica espontánea del nódulo ventricular, es la siguiente al nódulo sinusal.



Figura 1.15: Potenciales de Acción en las Células Cardíacas

1.2.4.2.- Actividad eléctrica de la célula cardíaca.

El Sistema Eléctrico del corazón está formado por:

Células Marcapasos: Conforman el Nódulo Sinusal y el Aurículo Ventricular

Tejido de Conducción: Haz de His

Rama Derecha e izquierda y las fibras de Purkinje

El marcapaso fisiológico del corazón es el Nódulo sinusal que se halla en la base de la Vena cava Inferior en la Aurícula derecha.

El estímulo ahí generado se dirige por los haces internodales al Nódulo Aurículo Ventricular. Ambos se hallan en la aurícula, por encima del ventrículo. Luego de pasar por el Nódulo AV el estímulo eléctrico se dirige por el Haz de His hacia los ventrículos, dividiéndose en las Ramas derecha e izquierda, la que a su vez se subdivide en Hemi rama anterior izquierda y en hemi rama posterior izquierda, llegando finalmente el estímulo a las regiones más distantes de los ventrículos a través de las Fibras de Purkinje produciendo la contracción ventricular.

La despolarización o activación y la repolarización o recuperación de los miocitos pueden representarse como un vector con diferentes cargas en su cabeza (punta del vector) y en su cola (origen del vector).

La despolarización de las células cardíacas, que transforma en eléctricamente positivo su interior, puede representarse como un vector con la cabeza positiva y la cola negativa.

Todo electrodo o derivación situado en un ángulo de 90° respecto a la cabeza vectorial, registrará una deflexión positiva, cuanto más coincida con la dirección del vector.

Por el contrario, las derivaciones situadas a más de 90° de su cabeza registrarán una deflexión negativa. Este fenómeno es el responsable de la génesis del complejo *QRS* del ECG. Las células una vez activadas, se recuperan hasta alcanzar las condiciones eléctricas de reposo; a este fenómeno se le denomina repolarización y puede representarse por un vector con polaridad opuesta al vector de despolarización.

Este vector de repolarización presenta la cabeza cargada negativamente y la cola positiva y es el responsable de la génesis de la onda T del ECG. Esta es la explicación de que las derivaciones del ECG predominantemente positivas presenten ondas T positivas y las predominantemente negativas ondas T también negativas.

1.2.4.3.- Fases del potencial de acción del músculo cardiaco

Una de las fases importantes que se va a producir en el musculo cardiaco para que sea tan ancho el potencial de acción es debido a la entrada de Calcio que va a favorecer la producción de una meseta (Ver Figura 1.16). La meseta la da la entrada de Calcio al interior de la célula. El músculo cardiaco, para mantener el potencial de acción que tiene, es imprescindible que tenga suficiente calcio para cuando se produzca el potencial de acción. Esto va a ser necesario para poderse producir la contracción uniforme.

Bomba Na - K ATPasa: saca 3 iones de Na y entra 2 de K por eso es una bomba electrogenita porque genera electricidad.

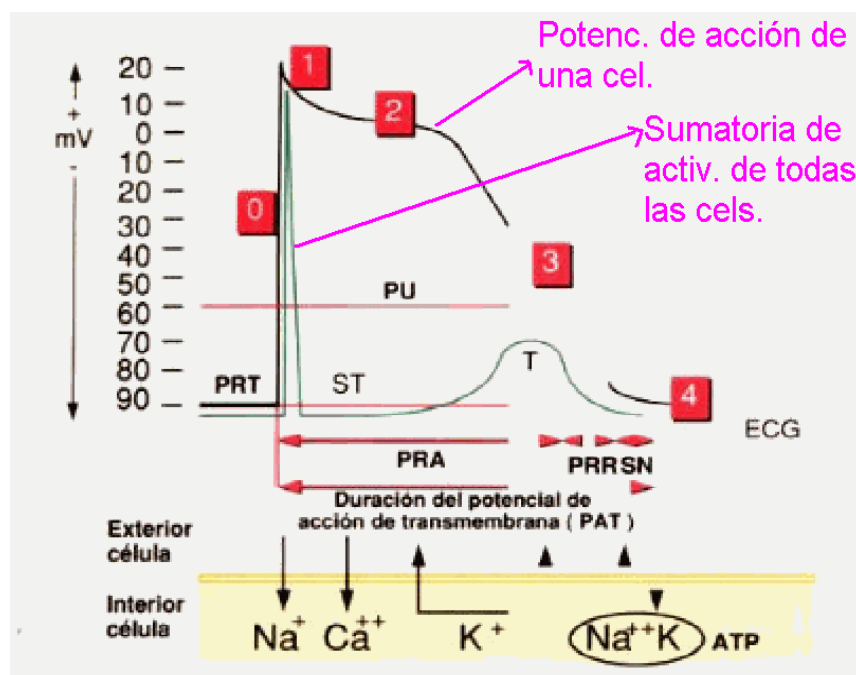


Figura 1.16: Fases del potencial de acción del músculo cardiaco

1.2.4.4.- Eje Cardiaco

El eje de los complejos QRS corresponde a la suma de las corrientes generadas durante la sístole eléctrica de los ventrículos por lo que permite determinar la forma en que éstos se activan. El eje depende de la posición y orientación anatómica del corazón, del sistema de conducción cardiaca y de las

propiedades de activación y recuperación del miocardio. Normalmente se encuentra entre -30 y $+90^\circ$, pero en condiciones patológicas puede ser más derecho o más izquierdo. El eje eléctrico se determina en las derivaciones de las extremidades. Existen varios métodos para un cálculo del eje del QRS.

1.2.4.4.1.- Cálculo del eje según método de 2 pasos.

Este método requiere del análisis de 2 de las 6 derivaciones de los miembros: una en la que el complejo QRS es isobifásico, y otra en que el complejo QRS es paralelo a la dirección de la corriente. Se requiere, por lo tanto, conocer la posición de las 6 derivaciones de las extremidades, entender el sistema hexaxial y el triángulo de Einthoven.

El triángulo de Einthoven está formado por las 3 derivaciones bipolares de las extremidades, donde DI cruza los hombros (electrodo negativo en el hombro derecho y el positivo en el izquierdo), DII está a la derecha del tronco (electrodo negativo en el hombro derecho y positivo en el ápex del triángulo), y DIII está a la izquierda del tronco (electrodo negativo en el hombro izquierdo y positivo en el ápex del triángulo). Si a este triángulo equilátero se le agregan las 3 derivaciones unipolares se obtienen las 6 derivaciones de los miembros. En las derivaciones unipolares el electrodo positivo está uno en cada hombro (aVR en el derecho y aVL en el izquierdo) y el otro en la pierna izquierda o ápex del triángulo (aVF); el electrodo de referencia está en el centro del triángulo y resulta de la suma de los potenciales eléctricos de las derivaciones bipolares. Si el eje de las 6 derivaciones de los miembros así dispuestas se extienden de tal forma que cada una pase por el centro del campo eléctrico del corazón obtenemos el sistema hexaxial, que es un muy buen método de referencia para determinar el eje eléctrico del QRS en grados. Su aplicación requiere recordar que cuando el flujo de corriente del corazón es perpendicular al eje de una derivación la deflexión que se obtiene en el ECG es isobifásica o isoeléctrica.

En cambio, cuando la corriente es paralela al eje de una derivación, el complejo será positivo si el flujo de la corriente se dirige hacia ese electrodo.

La determinación del eje se realiza de la siguiente forma:

Paso 1: Buscar la derivación donde el complejo es isobifásico. El flujo de corriente es perpendicular a esa derivación, por lo que el vector es paralelo a la derivación en que está aVR, es decir entre -150° y $+30^\circ$. Si no hay un complejo isobifásico se puede elegir el complejo que más se acerque a esa condición, pero se pierde precisión.

Paso 2: Analizar el complejo QRS en la derivación en que la corriente es paralela (aVR en este ejemplo).

Si en esa derivación el complejo QRS es positivo el eje va hacia -150° ; si es negativo el eje será de $+30^\circ$.

Si el complejo ventricular en esa derivación no fuera totalmente, sino predominantemente negativo, el eje se modificaría en 15° . Así, en el ejemplo que estamos siguiendo, si en aVR el complejo QRS fuera predominantemente negativo el eje sería de $+15^\circ$.

1.2.4.5.- Determinación de la frecuencia cardíaca.

Esto define si se está ante una frecuencia normal o ante una bradicardia (frecuencia $< 60/\text{min}$) o taquicardia (frecuencia $> 100/\text{min}$). A continuación se describen los 2 métodos más rápidos y simples para determinar la Frecuencia Cardíaca.

1.2.4.5.1.- Conteo de ciclos cardiacos.

Es el método más simple y rápido, pero el menos exacto. Puede aplicarse en ritmos regulares e irregulares. Como en todo sistema de cálculo de Frecuencia Cardíaca deben excluirse las extrasístoles.

El conteo de intervalos R-R en 6 segundos de registro es el método más usado. La mayoría de las veces el papel del ECG tiene marcas cada 1 a 3 segundos; si no los tiene, se debe recordar que a la velocidad estándar de 25 mm/segundos 5 cuadrados grandes corresponden a 1 segundos (0.2 segundos

cada uno); con el papel a 50 mm/segundos sería el doble de cuadrados. Se contabiliza el número de intervalos R-R en 6 segundos de registro y se multiplica x 10. (ej. 12 intervalos R-R en 6 segundos da una frecuencia cardíaca de 120/min. y 5 intervalos en 6 segundos indica una frecuencia cardíaca de 50/min.). Cuando la cantidad de intervalos no es exacta se fracciona, ejemplo: 4.5 intervalos en 6 segundos = 45/min. Cuando el ritmo es muy irregular, la frecuencia cardíaca muy lenta, o se quiere mayor precisión, debe aumentarse el tiempo de conteo a 12 segundos, y el valor multiplicarlo x 5 (10 intervalos R-R en 12 segundos= 50/min.).

1.2.5.- FUNDAMENTOS Y CARACTERÍSTICAS DEL ECG

1.2.5.1 Electrocardiografía.

Es un procedimiento de diagnóstico con el que se obtiene un registro de la actividad eléctrica del corazón. Es la técnica más usada para el estudio electrofisiológico del corazón, debido a que es un método no invasivo y permite registrar la actividad eléctrica del corazón desde la superficie del cuerpo humano. Desde sus inicios el ECG ha sido interpretado a partir de la morfología de las ondas y complejos que componen el ciclo cardíaco y de las mediciones de intervalos de tiempo entre las diferentes ondas, complejos y segmentos.

1.2.5.2 Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es el registro gráfico, en función del tiempo, de las variaciones de potencial eléctrico generadas por el conjunto de células cardíacas y recogidas en la superficie corporal.

Las variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardíaco producen las ondas características del ECG.

La formación del impulso y su conducción generan corrientes eléctricas débiles que se diseminan por todo el cuerpo. Al colocar electrodos en diferentes sitios y conectarlos a un instrumento de registro como el electrocardiógrafo se obtiene el trazado característico que se analizará en la práctica.

Las conexiones de entrada al aparato deben ser realizadas de tal forma que una deflexión hacia arriba indique un potencial positivo y una hacia abajo uno negativo (Ver Figura 1.17).

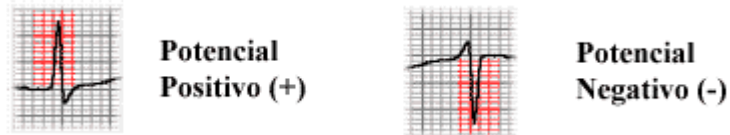


Figura 1.17: Formas de los potenciales procedentes de un electrocardiograma

Para permitir comparación entre los registros obtenidos se han adoptado normas internacionales con respecto a la velocidad del papel (25 mm/seg), la amplitud de calibración (1 mV = 1 cm) y los sitios de la colocación de los electrodos cutáneos.

Hay que tener siempre en cuenta que las derivaciones no registran sólo el potencial eléctrico de la pequeña área del miocardio subyacente sino que registra los eventos eléctricos del ciclo cardiaco desde un sitio seleccionado.

El ECG es un examen que aislado no es diagnóstico de enfermedad cardíaca ni tampoco la puede excluir del todo. El ECG debe ser siempre interpretado en conjunto con los hallazgos clínicos y de otros exámenes paraclínicos.

Las contracciones rítmicas del corazón están controladas por una serie ordenada de descargas eléctricas que se originan en el nodo sinusal de la aurícula derecha y se propagan a los ventrículos a través del nodo auriculoventricular y del haz de His (un haz de fibras neuromusculares). Mediante electrodos aplicados en varias regiones del cuerpo se puede obtener, tras amplificarlas, un registro de estas descargas eléctricas (transmitidas por los tejidos corporales desde el corazón hasta la piel). Este registro se llama electrocardiograma.

Producto de la actividad eléctrica del corazón durante la contracción se genera un campo eléctrico alrededor del músculo cardíaco. Ya que el cuerpo

humano es un aceptable medio conductor de la electricidad, sobre su superficie podrán medirse diferencias de potencial debidas a este campo. A estas mediciones se le llama electrocardiograma (ECG).

La morfología de los componentes del ECG en las distintas derivaciones depende de cómo se propaga el frente de activación que proviene del nódulo sinusal (NS). Como regla general, toda vez que un vector tiene una dirección paralela a un electrodo explorador da una deflexión positiva si se acerca a él y negativa cuando se aleja; si el vector tiene una orientación perpendicular, o cercana a esa orientación, la inscripción será isoelectrica o isobifásica (una parte positiva y otra negativa). El estímulo proveniente del Nódulo Sinusal genera un vector que se orienta de arriba hacia abajo, hacia la izquierda y adelante por lo que la onda P resultante es (+) en las derivaciones inferiores e izquierdas (I, II, aVF, aVL y V5-V6), (-) en derivaciones superiores (aVR), e isoelectrica o isobifásica en V1.

La activación ventricular es más compleja y puede separarse en 3 fases. Al llegar a los ventrículos la activación se inicia en el tercio medio del septum y un primer vector se dirige de izquierda a derecha lo que da una pequeña deflexión (+) inicial en las precordiales derechas y superiores (onda r en V1- V2 y aVR) y (-) en las izquierdas (q en V5-V6, DI y aVL). Luego ocurre la activación de los ventrículos, y este segundo vector que tiene mayor amplitud se dirige a la izquierda por el predominio de las fuerzas del ventrículo izquierdo sobre el derecho, produciendo una deflexión (-) profunda en las precordiales derechas (onda S en V1-V2) y una deflexión (+) en precordiales izquierdas (onda R en V5-V6, DI y aVL).

Finalmente se activan las regiones basales de los ventrículos y este tercer vector, de pequeña amplitud, es responsable de una onda s pequeña en las derivaciones izquierdas y una onda r pequeña en aVR. El punto en el que complejo ventricular se hace predominantemente (+) en las derivaciones precordiales se denomina transición y normalmente ocurre en V3 o V4. Cuando la transición ocurre hacia V5-V6 se conoce como rotación horaria del corazón y cuando ocurre en las precordiales derechas como rotación antihoraria (esto,

aludiendo a los punteros de un reloj y mirando al corazón en sentido caudo-craneal).

1.2.5.3.- Derivaciones electrocardiográficas

La ubicación de electrodos en distintas zonas del cuerpo permite analizar la actividad eléctrica cardiaca en forma mucho más completa que desde solo un sitio. El ECG convencional actual considera 12 derivaciones (Ver Figura 1.18), de las cuales seis analizan la actividad eléctrica cardiaca en el plano frontal (derivaciones estándar o de las extremidades), y las otras seis los hacen en un plano horizontal (derivaciones precordiales).

Las derivaciones estándar son:

Tres derivaciones bipolares de las extremidades (I, II y III). El que estas derivaciones sean bipolares significa que miden la diferencia de voltaje entre un electrodo negativo y otro positivo: DI, diferencia de potencial entre brazo izquierdo y derecho; DII, diferencia entre pierna izquierda y brazo derecho, y DIII, diferencia entre pierna izquierda y brazo izquierdo.

Tres derivaciones unipolares o aumentadas de las extremidades (aVR, aVL y aVF). Estas derivaciones miden el potencial eléctrico entre un electrodo positivo y una central terminal creada en el circuito del electrocardiógrafo por combinación de las corrientes eléctricas provenientes de los electrodos posicionados en ambos brazos y la pierna izquierda, y cuyo potencial eléctrico es cero. En la derivación aVR el electrodo positivo está en el brazo derecho y es comparado con los electrodos de la pierna y brazo izquierdo; En aVL el electrodo positivo está en el brazo izquierdo y se compara con el del brazo derecho y pierna izquierda; en aVF el electrodo positivo está en la pierna izquierda y se compara con ambos brazos.

Las seis derivaciones precordiales también son unipolares (V1 a V6), pero como tienen mayor cercanía con el corazón las señales registradas son amplias por lo que no necesitan ser aumentadas como las unipolares de las extremidades. El electrodo positivo se ubica en distintos puntos del precordio y la central terminal está conectada a los tres electrodos de las extremidades. Las derivaciones V1 y

V2 están ubicadas sobre el ventrículo derecho, V3 y V4 sobre el septum interventricular, y V5 y V6 sobre el ventrículo izquierdo.

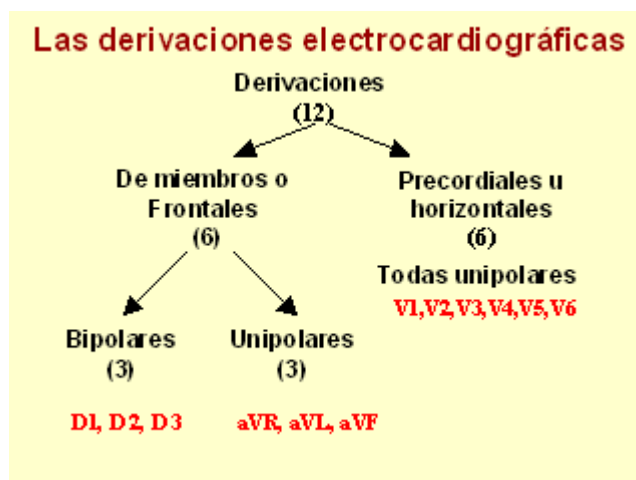


Figura 1.18: Derivaciones Electrocardiográficas

1.2.5.3.1.- Derivaciones Unipolares

Estas derivaciones son unipolares (Ver Figura 1.19), porque registran las variaciones eléctricas de potencial en un punto (brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda) respecto a otro punto en que la actividad eléctrica durante la contracción cardiaca no varía significativamente. La derivación está aumentada en virtud del tipo de conexión eléctrica, que da como resultado un trazo de amplitud aumentada.

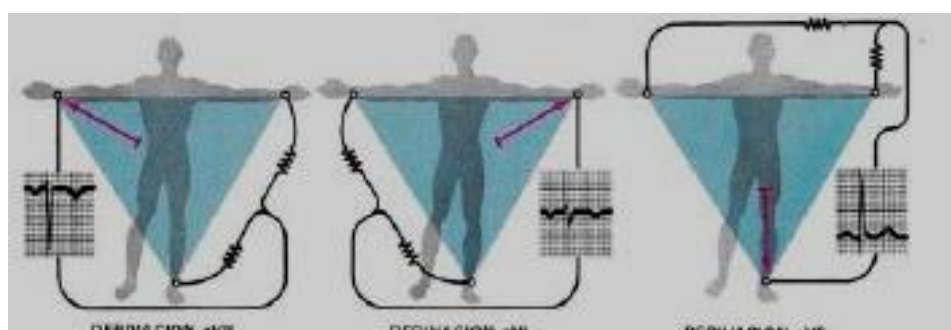


Figura 1.19: Derivaciones de extremidades aumentadas.

1.2.5.3.2.- Derivaciones Bipolares

Estas derivaciones son bipolares, porque detectan las variaciones eléctricas en dos puntos y ponen de manifiesto sus diferencias. La diferencia. DI es una conexión entre electrodos situados en el brazo izquierdo y en el brazo derecho (Ver Figura 1.20). DII es la conexión entre los electrodos situados en la pierna izquierda y el brazo derecho. DIII es una conexión entre la pierna izquierda y el brazo izquierdo.

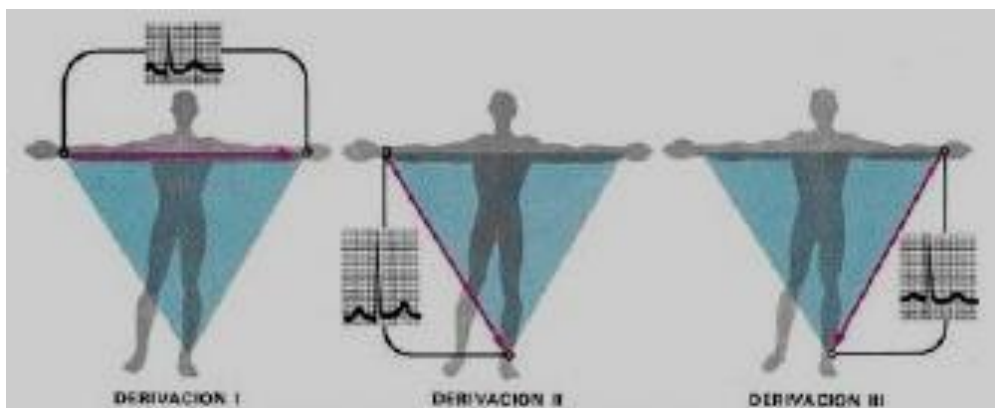


Figura 1.20: Derivaciones de extremidades.

1.2.5.3.3.- Derivaciones precordiales

Estas derivaciones son unipolares y se registran en el tórax desde la posición 1 a la 6 (Ver Figura 1.21).

La designación V indica que los electrodos móviles registran el potencial eléctrico que hay bajo el mismo, respecto a V que es la conexión terminal central, que se hace conectando los cables del brazo derecho, el brazo izquierdo, y la pierna izquierda.

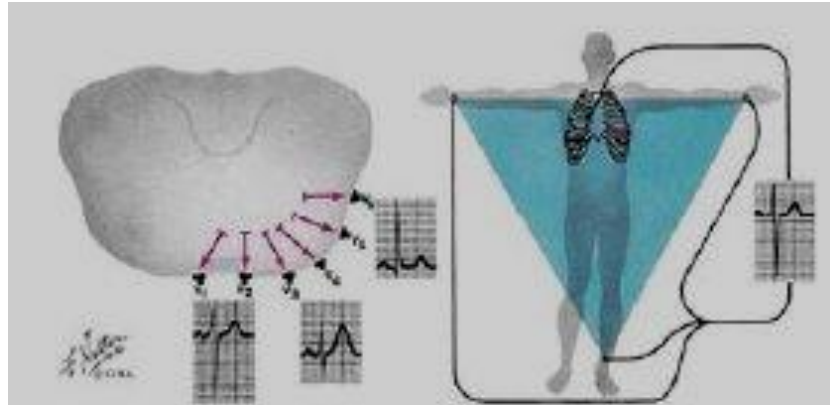


Figura 1.21: Derivaciones Precordiales (V1, V2, V3, V4, V5, V6).

El potencial eléctrico de la conexión terminal central no varía significativamente a través del ciclo cardiaco; por tanto, los registros efectuados con la conexión V muestran las variaciones eléctricas que tienen lugar debajo del electrodo precordial móvil.

La posición V1 está en IV espacio intercostal a la derecha del esternón; V2 está en el IV espacio intercostal a la izquierda del esternón; V4 está a la izquierda de la línea medio clavicular en el V espacio intercostal; V3 está a medio camino entre V2 y V4; V5 está en el V espacio intercostal en la línea axilar anterior, y V6 está en el V espacio intercostal en la línea medio axilar izquierda (Ver Figura 1.22).

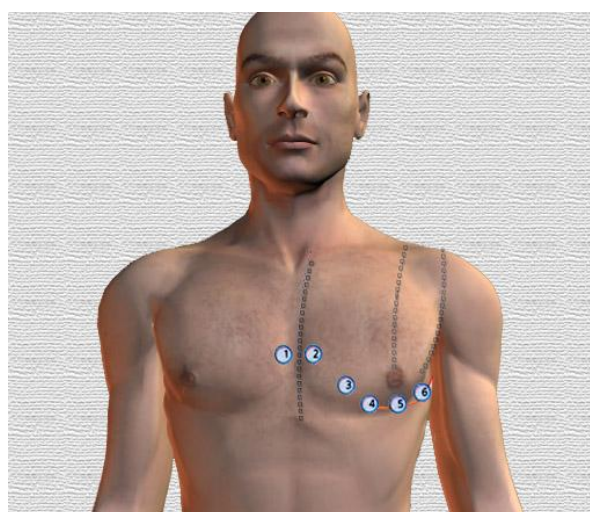


Figura 1.22 Localización de electrodos para derivaciones precordiales

La localización precordial de los electrodos es la siguiente (Ver Figura 1.23):

V1: intersección del 4to espacio intercostal derecho con el borde derecho del esternón.

V2: intersección del 4to espacio intercostal izquierdo con el borde izquierdo del esternón.

V3: a mitad de distancia entre V2 y V4.

V4: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea medio clavicular.

V5: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.

V6: Intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.



Figura 1.23: Representación de las Derivaciones Precordiales

1.2.5.4.- Bioamplificadores

Un bioamplificador es un dispositivo para aumentar la amplitud, o potencia, de una señal eléctrica. Se utiliza para ampliar la señal eléctrica débil captada por los electrodos¹⁶. Un dispositivo de uso común para amplificar es el transistor.

¹⁶ L.A. Geddes, Principles of Applied Biomedical Instrumentation, N. York: John Wiley, 1990.

Las pequeñas variaciones en la tensión de entrada generan las variaciones correspondientes, en la tensión de salida de forma amplificada. El coeficiente de estos cambios de tensión se denomina factor de amplificación. Cuando el factor de amplificación supera una determinada cantidad, la señal de salida deja de coincidir con la señal de entrada y queda distorsionado. Esta situación se mitiga haciendo funcionar el amplificador por debajo del factor de amplificación máximo.

Cuando se requiere mayor amplificación de la que es posible en una misma fase de amplificación, se utiliza un amplificador multigradual o secuencial. La salida de una fase es utilizada como entrada por la siguiente.

La respuesta a los impulsos de un amplificador determina su capacidad de reproducir un pulso de entrada de onda cuadrada (un tipo de señal eléctrica regular) de forma rápida y precisa; las entradas de ondas cuadradas son dirigidas hacia un amplificador para su recuento o cronometraje.

Las características de un bioamplificador, son las siguientes:

La acción de medir no puede afectar la variable que está midiendo.

Se debe garantizar la seguridad.

Se debe tener en cuenta en el entorno en que se utiliza.

Debe tener una alta impedancia en la entrada.

1.2.5.5.- Trastornos detectables a través del ECG

Los trastornos del corazón son responsables de mayor número de muertes que cualquier otra enfermedad en los países desarrollados. Pueden surgir como consecuencia de defectos congénitos, infecciones, estrechamiento de las arterias coronarias, tensión arterial alta o trastornos del ritmo cardiaco.

Muchas condiciones de salud pueden causar cambios en el ECG. Dado que el ECG es un examen rápido, sencillo, no doloroso y relativamente barato, se puede utilizar como parte inicial de un examen para ayudar al médico a reducir las posibilidades en el proceso de diagnóstico. Los ECG también se hacen como exploraciones físicas de rutina para poder compararlos con ECG anteriores y

determinar si una enfermedad oculta o no detectada puede causar los cambios en el ECG. Las condiciones que pueden causar cambios en el patrón del ECG pueden incluir, pero no se limitan a las siguientes:

Isquemia - disminución del flujo de sangre oxigenada a un órgano debido a la obstrucción de una arteria.

Ataque al corazón - también llamado infarto de miocardio; lesión del músculo cardíaco debida a un suministro insuficiente de sangre.

Trastornos de conducción - una disfunción del sistema de conducción eléctrica del corazón, que puede hacer que los latidos sean demasiado rápidos o demasiado lentos o que tengan una velocidad irregular.

Trastornos electrolíticos - un desequilibrio en los niveles de electrolitos, o sustancias químicas de la sangre, tales como el potasio, el magnesio o el calcio.

Pericarditis - una inflamación de la bolsa (revestimiento fino) que rodea al corazón.

Enfermedad valvular cardíaca - una o más de las cuatro válvulas del corazón está defectuosa o tiene una malformación congénita.

Dilatación cardíaca - una condición en la que el corazón es mucho más grande de lo normal; puede ser debida a diversos factores, como los trastornos de las válvulas, la presión alta de la sangre, la insuficiencia cardíaca congestiva, los trastornos de conducción, etc.

Traumatismos en el pecho - un traumatismo directo en el pecho, como cuando el conductor se golpea contra el volante en un accidente automovilístico.

Las cardiopatías congénitas incluyen la persistencia de comunicaciones que existían en el transcurso de la vida fetal entre la circulación venosa y arterial, como el ductus arteriosus, que es un vaso que comunica la arteria pulmonar con la aorta, únicamente hasta que se produce el nacimiento. Otras anomalías importantes del desarrollo afectan a la división del corazón en cuatro cavidades y a los grandes vasos que llegan o parten de ellas.

Anteriormente, las cardiopatías reumáticas constituían una de las formas más graves de enfermedad cardíaca durante la infancia y la adolescencia, por afectar al corazón y a sus válvulas. Esta enfermedad aparece después de los ataques de fiebre reumática. El uso generalizado de antibióticos eficaces contra los estreptococos ha reducido mucho su incidencia, pero todavía en los países en vías de desarrollo sigue siendo la primera o una de las primeras causas de cardiopatía.

La miocarditis es la inflamación o degeneración del músculo cardíaco, aunque suele ser consecuencia de diversas enfermedades como sífilis, bocio tóxico, endocarditis o hipertensión, puede aparecer en el adulto como enfermedad primaria, o en el anciano como enfermedad degenerativa. Puede asociarse con dilatación (aumento debido a la debilidad del músculo cardíaco) o con hipertrofia (crecimiento excesivo del músculo cardíaco).

La principal forma de enfermedad cardíaca en los países occidentales es la aterosclerosis. En este trastorno, los depósitos de material lipídico denominados placas, formados por colesterol y grasas, se depositan sobre la pared interna de las arterias coronarias. El estrechamiento gradual de las arterias a lo largo de la vida restringe el flujo de sangre al músculo cardíaco. Los síntomas de esta restricción pueden consistir en dificultad para respirar, en especial durante el ejercicio, y dolor opresivo en el pecho que recibe el nombre de angina de pecho (*angor pectoris*). La placa de ateroma puede llegar a ser lo bastante grande como para obstruir por completo la arteria coronaria, y provocar un descenso brusco del aporte de oxígeno al corazón. La obstrucción, denominada también oclusión, se puede originar cuando la placa se rompe y tapona el conducto en un punto donde el calibre de la arteria es menor o cuando se produce un coágulo sobre la placa, proceso que recibe el nombre de trombosis. Éstas son las principales causas de los ataques cardíacos, o infartos de miocardio, que frecuentemente tienen consecuencias mortales. Las personas que sobreviven a un infarto deben realizar una rehabilitación integral.

El desarrollo de placas de ateroma se debe en gran medida a la ingestión excesiva de colesterol y grasas animales en la dieta. Se cree que un estilo de vida sedentario favorece la aterosclerosis, y la evidencia sugiere que el ejercicio físico

puede ayudar a prevenir que el corazón resulte afectado. El temperamento perfeccionista, luchador, que se refiere como personalidad tipo A se ha asociado también con un riesgo mayor de infarto de miocardio, al igual que el consumo de tabaco. La aparición de un infarto de miocardio es más probable en quienes tienen hipertensión.

En el proceso que precipita el ataque pueden estar implicados productos que secretan las plaquetas en la sangre. Se han realizado estudios clínicos para comprobar si las personas que han padecido un infarto estarán protegidas frente al riesgo de un segundo ataque una vez que se emplean fármacos que bloquean la acción de las plaquetas. Los factores de riesgo a los que se ha hecho referencia se pueden clasificar en primarios (hipertensión arterial, hipercolesterolemia y tabaco), secundarios (sedentarismo y estrés) y terciarios (antecedentes familiares y otros).

Muchas personas que padecen una angina grave debido a enfermedad aterosclerótica pueden recibir tratamiento mediante fármacos, como los betabloqueantes (por ejemplo, propanolol) y nitratos, que reducen la carga del corazón. Los pacientes que no mejoran con medidas farmacológicas suelen recibir tratamiento a través de una técnica quirúrgica denominada *bypass* coronario. En este procedimiento, que fue implantado en la década de 1970, se sutura un trozo de una vena de la pierna (safena) a la arteria coronaria ocluida para formar un puente que evite la zona aterosclerótica. En la mayoría de los pacientes la intervención alivia el dolor de la angina y en muchos de ellos evita un infarto mortal.

1.2.6.- PLATAFORMA LABVIEW

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) es el entorno de programación gráfico de National Instruments que crea líneas de código usando un lenguaje de programación gráfico, G, para desarrollar programas en forma de diagramas de bloques. Tiene librería de funciones y

subrutinas para muchas tareas de programación así como librerías específicas para la adquisición, análisis, presentación y almacenamiento de datos¹⁷.

LabVIEW constituye un revolucionario sistema de programación gráfica para aplicaciones que involucren adquisición, control, análisis y presentación de datos. Las ventajas que proporciona el empleo de LabVIEW se resumen en las siguientes:

Se reduce el tiempo de desarrollo de las aplicaciones al menos de 4 a 10 veces, ya que es muy intuitivo y fácil de aprender.

Dota de gran flexibilidad al sistema, permitiendo cambios y actualizaciones tanto del hardware como del software.

Da la posibilidad a los usuarios de crear soluciones completas y complejas.

Con un único sistema de desarrollo se integran las funciones de adquisición, análisis y presentación de datos.

El sistema está dotado de un compilador gráfico para lograr la máxima velocidad de ejecución posible.

Tiene la posibilidad de incorporar aplicaciones escritas en otros lenguajes.

LabVIEW es un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, similar a los sistemas de desarrollo comerciales que utilizan el lenguaje C o BASIC. Sin embargo, LabVIEW se diferencia de dichos programas en un importante aspecto: los citados lenguajes de programación se basan en líneas de texto para crear el código fuente del programa, mientras que LabVIEW emplea la programación gráfica o lenguaje G para crear programas basados en diagramas de bloques.

Para el empleo de LabVIEW no se requiere gran experiencia en programación, ya que se emplean iconos, términos e ideas familiares a científicos e ingenieros, y se apoya sobre símbolos gráficos en lugar de lenguaje escrito para construir las aplicaciones.

¹⁷ <http://www.LabVIEW-Gi-Programadores-G,manuales-y-tutoriales-LabVIEW.mht>

LabVIEW posee extensas librerías de funciones y subrutinas. Además de las funciones básicas de todo lenguaje de programación, LabVIEW incluye librerías específicas para la adquisición de datos, control de instrumentación VXI, GPIB y comunicación serie, análisis presentación y guardado de datos.

Los programas de LabVIEW son llamados instrumentos virtuales (VIs) porque su apariencia y operación imitan instrumentos reales, análogos a funciones en los lenguajes de programación convencionales. Los VIs tienen una interface interactiva para el usuario y un equivalente a código de fuente, que acepta parámetros de VIs de niveles más altos.

1.2.6.1.- Principales usos

Es usado principalmente por ingenieros y científicos para tareas como:

Adquisición de datos

Control de instrumentos

Automatización industrial

Diseño de control: prototipaje rápido y hardware-en-el-ciclo (HIL)

Diseño Embebido

Domótica

Control de procesos

En 2008 el programa fue utilizado para controlar el CERN el acelerador de partículas más grande construido hasta la fecha.

1.2.6.2.- Principales características

Su principal característica es la facilidad de uso, válido para programadores profesionales como para personas con pocos conocimientos en programación pueden hacer (programas) relativamente complejos, imposibles para ellos de

hacer con lenguajes tradicionales. Los programas en LabView son llamados instrumentos virtuales (VIs).

Presenta facilidades para el manejo de:

Interfaces de comunicaciones

Capacidad de interactuar con otros lenguajes y aplicaciones

Herramientas gráficas y textuales para el procesado digital de señales.

Visualización y manejo de gráficas con datos dinámicos.

Adquisición y tratamiento de imágenes.

Control de movimiento (combinado incluso con todo lo anterior).

Tiempo Real estrictamente hablando.

Programación de FPGAs para control o validación.

Sincronización entre dispositivos.

1.2.6.3.- Programación en LabVIEW

Como se ha dicho es una herramienta gráfica de programación, esto significa que los programas no se escriben, sino que se dibujan, facilitando su comprensión. Al tener ya pre-diseñados una gran cantidad de bloques, se le facilita al usuario la creación del proyecto, con lo cual en vez de estar una gran cantidad de tiempo en programar un dispositivo/bloque, se le permite invertir mucho menos tiempo y dedicarse un poco más en la interfaz gráfica y la interacción con el usuario final. Cada VI consta de dos partes diferenciadas:

Panel Frontal: Es la interfaz con el usuario, la utilizamos para interaccionar con el usuario cuando el programa se está ejecutando. Los usuarios podrán observar los datos del programa actualizados en tiempo real (como van fluyendo los datos, un ejemplo sería una calculadora, donde tu les pones las entradas, y te pone el resultado en la salida). En esta interfaz se definen los *controles* (los usamos como entradas, pueden ser botones, marcadores etc.) e *indicadores* (los usamos como salidas, pueden ser graficas).

Diagrama de Bloques: es el programa propiamente dicho, donde se define su funcionalidad, aquí se colocan iconos que realizan una determinada función y se interconectan.

Suele haber una tercera parte *icono/conector* que son los medios utilizados para conectar un VI con otros VIs.

En el panel frontal, se encuentran todo tipos de controles o indicadores, donde cada uno de estos elementos tienen asignado en el diagrama de bloques una terminal, es decir el usuario podrá diseñar un proyecto en el panel frontal con controles y indicadores, donde estos elementos serán las entradas y salidas que interactuarán con la terminal del VI. Podemos observar en el diagrama de bloques, todos los valores de los controles e indicadores, como van fluyendo entre ellos cuando se está ejecutando un programa VI.

II.- CAPÍTULO

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

En este capítulo, se describe cada uno de los bloques (ver Figura 2.1), con que ha sido implementado el sistema de electrocardiografía el mismo que es el propósito del presente trabajo, para lo cual se presenta en primer lugar el diagrama en bloques general del sistema diseñado el mismo que contiene todas las pautas para su ejecución, y luego la descripción de cada bloque.

Además se justifican los elementos a emplear y el diseño teniendo como referencia ciertas especificaciones y características las mismas que deben satisfacer todas y cada una de las necesidades para su debido funcionamiento.

Otra de las partes importantes que componen este capítulo son las pruebas realizadas al equipo una vez este se encuentre implementado, ya que esa es la prueba real del funcionamiento en general del sistema creado y el cumplimiento del propósito.

2.1.- DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA EN GENERAL

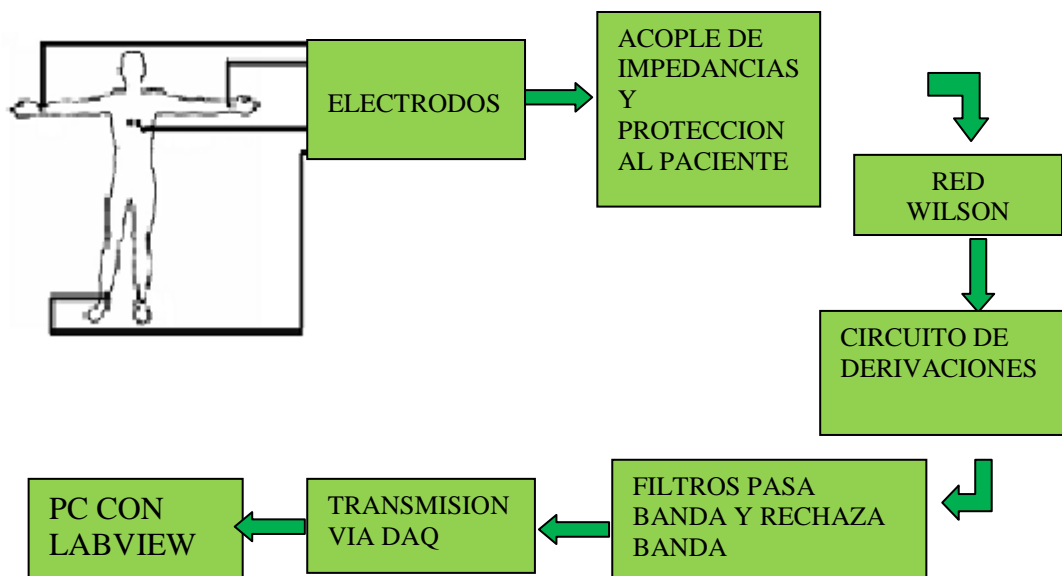


Figura 2.1: Diagrama de Bloques del Electrocardiógrafo

2.1.1.- ELECTRODOS:

Son sensores que tienen como misión recoger la señal de un órgano del cuerpo en forma de impulsos eléctricos para su posterior transmisión y procesamiento, los hay de diferentes tipos y materiales, a continuación se analizan aquellos que serán empleados para este proyecto de ECG.

2.1.1.1.- Electrodo Tipo Pinza

Como su nombre lo indica son pinzas de diferentes colores que sirven para adquirir señales de las cuatro extremidades al colocarse en puntos específicos, cada pinza contiene en su parte interna el elemento activo del electrodo en forma de una pequeña placa cuyo material es Ag/AgCl, dichas pinzas se abren y se propicia el contacto de la placa de Ag/AgCl con puntos existentes en las muñecas y en los tobillos previamente colocados algún tipo de gel o limpiados con alcohol para mejorar la conducción y se inicia la recolección de las señales.

Las ventajas de emplear electrodos tipo pinza son: la estabilidad que brindan al momento de presentar algún tipo de movilidad del paciente, además de su fácil aplicación. (Las características de los electrodos empleados en este proyecto se encuentran en el subcapítulo 2.2.2).

2.1.1.2.- Electrodo tipo succión

Son elementos en forma de pera que poseen en su parte superior una pequeña bomba, la misma que se maneja con el tacto para poder garantizar un buen contacto con la piel mediante la succión que propicia en la parte inferior la misma que tiene forma de plato con un pequeño agujero en la parte central por donde se succiona el aire, este elemento inferior es de Ag/AgCl.

Estos electrodos son para derivaciones precordiales ya que por su forma y su tamaño presentan una excelente adhesión en el pecho donde se colocan seis electrodos de este tipo para dicho efecto.

Las ventajas de emplear electrodos tipo succión son: la excelente adhesión que presentan al trabajar succionando aire, además de su fácil aplicación. (Las características de los electrodos empleados en este proyecto se encuentran en el subcapítulo 2.2.2).

2.1.2.- ACOPLADOR DE IMPEDANCIAS Y PROTECCIÓN AL PACIENTE

El acoplador de impedancia es un dispositivo indispensable para poder ajustar el valor de la carga de un circuito; de tal forma que se produzca la máxima transferencia de energía independientemente de la carga que se le acopla o de la intensidad que se demande. Para esto se van a emplear amplificadores operacionales lf353n en la configuración seguidor de voltaje, debido a la alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida que posee, haciéndole apto para este propósito.

Los amplificadores operacionales son dispositivos lineales de propósito general, con capacidad de manejo desde 0Hz hasta una frecuencia definida por el fabricante; caracterizados por su entrada diferencial y una ganancia muy alta, generalmente mayor que 105 equivalente a 100 dB.

La aplicación de seguidor de tensión (ver Figura 2.2) es importante en la amplificación de señales que teniendo un buen nivel de tensión son de muy baja potencia y por tanto se atenuarían en el caso de conectarlas a amplificadores de mediana o baja impedancia de entrada.

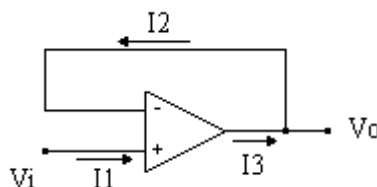


Figura 2.2: Amplificador operacional en configuración seguidor de voltaje

En el circuito anterior, se aplica el concepto de cortocircuito virtual entre las entradas inversora y no inversora del operacional, lo que permite que $I_1=0$ y la tensión en el terminal no inversor sea igual a la tensión en el terminal inversor, con lo que $V_i=V_o$. También se puede decir que $I_2=0$ con lo cual la carga demandará la corriente por I_3 únicamente, permaneciendo aisladas la entrada y la salida del amplificador operacional.

La protección al paciente se hace mediante un pequeño circuito aplicado a la pierna derecha que brinda un acople de aislamiento e impedancia que permite colocar la pierna derecha a una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito con el propósito de suministrar seguridad eléctrica al paciente y atenuar el voltaje de modo común que puede afectar a otros elementos que van en el circuito.

2.1.3.- RED WILSON:

Es un arreglo resistivo que está basado en la impedancia que se tiene entre dos puntos diferentes del cuerpo: brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA), pierna derecha (RF) y pierna izquierda (LF).

El terminal central de Wilson es el promedio de los potenciales de cada miembro.

Este terminal sirve como referencia para las derivaciones monopolares (aVR, aVL y aVF), también estas señales pueden ser aumentadas omitiendo la resistencia del Terminal Central de Wilson que se conecta al electrodo de medida. De esta manera, el voltaje de cada una de las tres extremidades (VR, VL, y VF) pueden reemplazarse por unas nuevas derivaciones llamadas derivaciones aumentadas debido al aumento de la señal.

El Terminal Central de Wilson (WCT) se toma como electrodo indiferente para cada una de las derivaciones precordiales (V1 – V6) y forma parte de las entradas negativas de los Amplificadores de Instrumentación.

2.1.4.- CIRCUITO DE DERIVACIONES

Es una de las partes más importantes del módulo ya que este bloque es el que tiene toda la información de interés acerca de las derivaciones las mismas que son objeto de nuestro estudio.

Este circuito se elabora a partir de amplificadores de instrumentación, ya que estos satisfacen los requerimientos para las señales de bioinstrumentación especialmente debido a los rangos de trabajo de 0.1–1.0 mV.

Esta parte del módulo va conectada directamente con el terminal central de Wilson para cumplir nuestro propósito siguiendo una configuración ya establecida mediante estudios previos realizados por diferentes autores a lo largo de la historia de la medicina.

2.1.4.1.- Amplificador de instrumentación

Un amplificador de instrumentación es un bloque de circuitos constituido por varios amplificadores operacionales; que tiene una entrada con ganancia diferencial y con lazo cerrado de realimentación. Está diseñado para tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común (CMRR). Se trata de un circuito con la función primaria de amplificar con precisión la tensión aplicada en sus entradas. Idealmente un amplificador de instrumentación responde únicamente a la diferencia entre las dos señales de entrada y presenta una extremadamente alta impedancia entre los dos terminales de entrada y entre cada uno de estos y masa. La tensión de salida se desarrolla respecto a masa y es igual al producto de la diferencia de tensiones de entrada y la ganancia del amplificador.

A los amplificadores de instrumentación se les requieren las siguientes características:

Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.

Su ganancia diferencial se controlada mediante un único elemento analógicos (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) lo que facilita su ajuste.

Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, esto es, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.

Una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.

Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.

Bajo nivel de tensión offset del amplificador y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas.

Una anchura de banda ajustada a la que se necesita en el diseño.

Un factor de ruido muy próximo a la unidad, Esto significa que no se incremente el ruido.

Una razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alto.

Para el actual fin se emplearán amplificadores de instrumentación INA114AP ya que estos satisfacen todos aquellos requerimientos de las señales y del sistema en general.

2.1.5.- CIRCUITO DE AISLAMIENTO

Se lo realiza en la circuitería del ECG tomando como base el hecho de que cualquier aparato médico debe cumplir con la premisa fundamental de que no debe dañar eléctricamente al paciente aún cuando el aparato se averíe.

Este circuito se coloca en cualquier parte del equipo, pero es vital que vaya dentro del diseño para evitar accidentes.

Principalmente porque en ocasiones los aparatos de electrodiagnóstico suelen emitir pulsos de hasta 200mA en un periodo muy corto de tiempo, los

mismos que podrían producir una fibrilación ventricular por lo que debe evitarse cualquier riesgo que pueda poner en peligro tanto al paciente como al operador.

Entonces esta sección tiene como objetivo aislar galvánicamente el cuerpo del paciente de la red de energía, otorgándole una mayor seguridad contra corrientes de fuga que se puedan originar a lo largo del proceso realizado, se realiza con optoacopladores de ganancia unitaria, o basta con asegurarse de colocar en modo de seguidor de tensión los amplificadores que recogen la señal.

2.1.6.- FILTROS

Los filtros son elementos muy importantes en el manejo y tratamiento de señales ya que permiten el paso de los rangos de frecuencia deseados y eliminan el contenido de aquellas frecuencias no deseadas para nuestro análisis. Y debido a los rangos de nuestras señales es vital el manejo de filtros adecuados para eliminar toda clase de frecuencias que se puede filtrar de la red eléctrica especialmente y también del medio externo debido a la sensibilidad de los elementos con los que me encuentro trabajando, los mismos que distorsionan la señal por la inserción de armónicos.

2.1.6.1.- Filtros Pasa Banda

Es un circuito con capacidad para dejar pasar un rango de frecuencias, comprendidas entre dos frecuencia de corte (f_{c1} y f_{c2}) predefinidas en el diseño, que según nuestro estudio, abarca desde 0 a 250 Hz, para el ritmo cardíaco, teniendo muchas otras aplicaciones en otros campos de la ciencia.

La respuesta ideal elimina todas las frecuencias desde 0Hz a la f_{c1} , y todas las frecuencias que estén por encima de la f_{c2} (Ver Figura 2.3).

La banda pasante está formada por todas las frecuencias entre f_{c1} y f_{c2} , lo que este por fuera de estas son eliminadas. En un filtro pasa banda ideal, la atenuación en la banda pasante es 0, y la atenuación en la banda eliminada es infinita.

Los filtros Butterworth, son bastante lineales y permite diseñar filtros pasa banda, mediante el uso en cascada de un filtro pasa alto seguido de un filtro pasa bajo, cada filtro se calcula como si fuera un filtro individual.

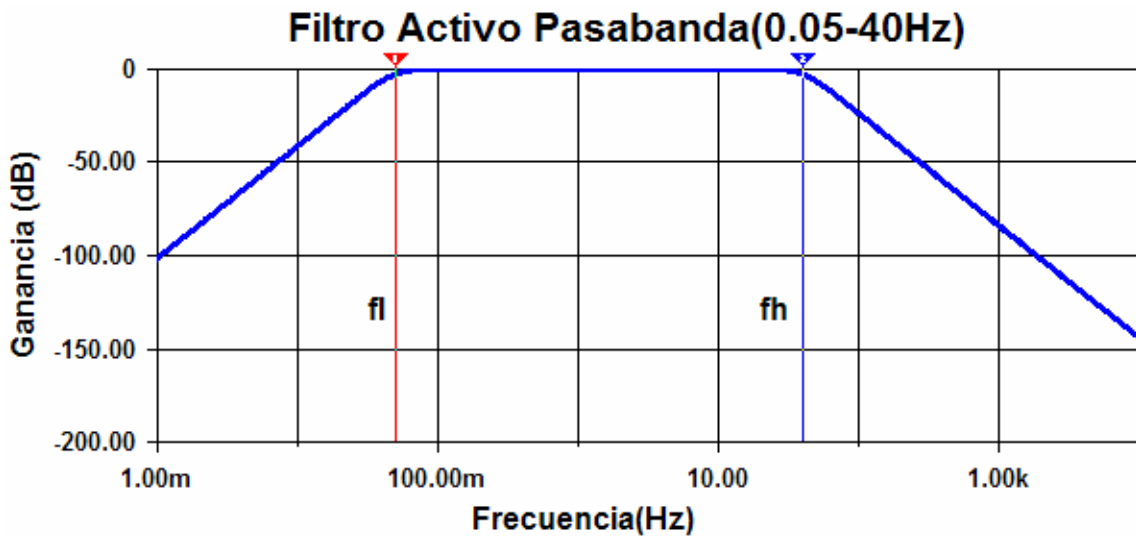


Figura 2.3: Función del Filtro pasabanda

2.1.6.2.- Filtros Rechaza Banda

Este filtro, permite eliminar ruidos provenientes de artefactos eléctricos que generan armónicos, como es el ruido de la red de energía comercial, cuya frecuencia es 60Hz y afecta a las mediciones realizadas, porque el rango de frecuencia a medirse está en el orden de 0 y 250 Hz; su diseño puede ser realizado mediante filtros de Butterworth, uno como adaptador de impedancia, y otro como un filtro sumador.

2.1.7.- TRANSMISIÓN VÍA DAQ:

La tarjeta de adquisición de datos NI DAQ 6210 de National Instruments actúa como una interface entre el módulo de electrocardiografía diseñado y el computador, es decir las señales provenientes del corazón que son adquiridas y tratadas por el módulo se transmiten mediante la tarjeta de adquisición de datos

con un cable USB hacia la computadora para su análisis. Sus especificaciones, serán descritas posteriormente.

2.1.8.- COMPUTADOR CON LABVIEW

Este último bloque del sistema es vital ya que la plataforma LabVIEW brinda posibilidades de desarrollar equipos propios de Electromedicina de bajo costo con registro, visualización, cuantificación y transmisión de datos empleando únicamente una PC, y en este estudio se lo ha empleado para desarrollar el software para el equipo de electrocardiografía, este software tiene la función de crear y desplegar los menús para revisión y visualización de las señales obtenidas a través de HMI's (Human Machine Interface), además de la tarea de multiplexar las señales para decidir cuál de las derivaciones será la desplegada y también para poder presentar en pantalla un breve diagnóstico aproximado que posteriormente puede ser evaluado por el experto.

2.2.- REQUERIMIENTOS Y ESPECIFICACIONES DEL MÓDULO ECG

Luego de revisar detenidamente por bloques las partes que contendrá el sistema es importante conocer los valores de las señales a ser tratadas para decidir cuáles serán las respectivas conexiones de aquellos elementos principales de nuestro módulo así como los amplificadores tanto operacionales como de instrumentación y hacer cálculos de ciertos elementos alternos como resistencias, condensadores y conectores.

2.2.1.- REQUERIMIENTOS DEL MÓDULO ECG

Especifica todos y cada uno de los rangos de tensión y corriente de las señales que deben respetarse para cumplir con normativas ya establecidas para la elaboración de equipo como el que se está desarrollando.

2.2.1.1.- Valores de las Señales del corazón:

Para realizar un electrocardiógrafo en primera instancia se debe considerar los rangos de las señales a ser obtenidas tomando en cuenta minuciosamente todos los valores para que ningún dato se quede fuera de nuestro estudio, estas señales provenientes del corazón se hallan comúnmente entre los 0.5 a 4 mV con una frecuencia entre los 0 y 250 Hz.

2.2.1.2.- Ancho de banda

Se debe considerar que la respuesta del instrumento para electrocardiografía considerada para monitoreo debe poseer componentes relevantes entre 0.5 y 50 Hz. Mientras que el instrumento para electrocardiografía empleado para diagnóstico se encuentra entre los 0.05 y 100 Hz.

2.2.1.3.- Impedancia de entrada

La impedancia de entrada para obtener una señal sin distorsión entre cualquier electrodo y tierra debe superar los 100 M Ω y en modo diferencial debe ser mayor a 2.5 M Ω .

2.2.1.4.- Rango dinámico de entrada

El electrocardiógrafo debe ser capaz de responder a voltajes diferenciales de 0.5 a 10 mVp-p provenientes de los electrodos al detectar cada señal del corazón.

2.2.1.5.- Ganancia

Debido a la baja amplitud de las señales cardiacas captada por los electrodos es necesario amplificar las mismas mínimo en un valor de 1000 para que sea válida al detectar el ritmo cardiaco, mejorando la visualización y reproducción lo más cercana a la realidad de las señales.

2.2.1.6.- Número de derivaciones

Las derivaciones electrocardiográficas permiten captar el espectro eléctrico del corazón en la superficie del cuerpo.

Para un ECG completo de diagnóstico se emplearán 12 derivaciones las mismas que son un número estándar de derivaciones, distribuidas en tres derivaciones monopares, tres derivaciones bipolares y seis derivaciones precordiales.

2.2.1.7.- Relación de rechazo de modo común

Es necesario tomar en cuenta que para asegurar una alta impedancia de entrada se requiere mínimo de 115 dB.

2.2.1.8.- Protección al paciente

Se debe proteger al paciente o al usuario de corrientes mayores a 1mA de cualquier electrodo tierra física, mediante un circuito de aislamiento de 120V y 60 Hz.

2.2.2.- ESPECIFICACIONES DEL MÓDULO ECG

2.2.2.1.- Electrodo Ag/AgCl.

El AG/AGCL (plata/cloruro de plata) es un material que garantiza una buena conducción Piel-Electrodo.

El cloruro de plata por su lado es un compuesto químico, sólido cristalino blanco, que se compone de un átomo plata y de uno de clorina, es insoluble en agua y tiene una gama de transmisión ancha de 400 nm a 30 μ m. La plata que posee este compuesto se caracteriza por tener la más alta conductividad térmica y eléctrica de todos los metales incluso superior a la del cobre, se utiliza en puntos de contacto eléctrico y electrónico. No se oxida fácilmente.

Los electrodos (ver Figura 2.4 y Figura 2.5) son los sensores que hacen posible la llegada de las señales al módulo ECG, y para recibir una señal de buena calidad, se debe tener en cuenta los siguientes parámetros:

Deben ser iguales y de la misma marca.

Se deben situar adecuadamente, de forma que se reconozcan las diferentes ondas del ECG.

Para aplicar los electrodos, la piel ha de estar limpia, seca y desengrasada; si hay exceso de vello, se debe rasurar un poco.



Figura 2.4: Electrodo tipo pinza para miembros.



Figura 2.5: Electrodo tipo succión para derivaciones precordiales.

2.2.2.1.1.- Especificaciones técnicas más relevantes:

Impedancia de corriente alterna por debajo de 2 kW.

Voltaje de desplazamiento de corriente directa menor de 100 mV.

Recuperación de Sobrecarga de desfibrilación menor de 100 mV., con una proporción de cambio de potencial residual de polarización menor de 1mV/s.

Inestabilidad combinada de desplazamiento y Ruido Interno no mayor de 150 mV.

Impedancia 47 ohmios

Voltaje de salida 5 mV.

Gel electrolítico con impedancia máxima de 1 ohmio.

Forma de pinza para fácil colocación en los miembros y de succión para las derivaciones precordiales.

2.2.2.2.- Cable Para Electrocardiografía Convencional

Los conjuntos de derivaciones y cables básicos diseñados para medir el ECG aseguran una correcta aplicación de los electrodos, sus posiciones y código de colores (IEC y AAMI) se indican en la junta del cable básico.

Los cables (ver Figura 2.6) se unen a los electrodos mediante un conector tipo banana debido a que los electrodos no son desechables, y los mismos poseen un agujero donde ingresa dicho cable que se ajusta manualmente a través de un tornillo.



Figura 2.6: Cable para electrocardiografía convencional estandarizado.

El Código de Colores (ver Tabla 2.1) de los cables respecto al grupo de derivación a ser tomada en cuenta, es el siguiente:

Tabla 2.1: Código de colores para electrocardiografía

Posición Electrodo	Color
Mano derecha	
Pie derecho	Rojo
Mano izquierda	Negro
Pie izquierdo	Verde
V1	Marrón
V2	Amarillo
V3	Verde
V4	
V5	Negro
V6	Púrpura

2.2.2.3.- Amplificadores Operacionales: Circuito Integrado LF353N

El Amplificador operacional (ver Figura 2.7) es un amplificador de alta ganancia directamente acoplado, que en general se alimenta con fuentes positivas y negativas, la cual permite que tenga excursiones tanto por arriba como por debajo tierra o del punto de referencia que se considere.

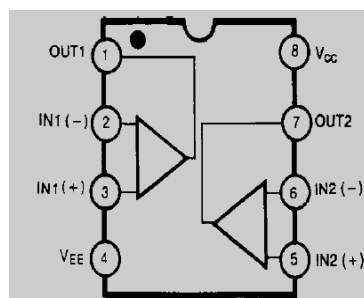


Figura 2.7: Distribución de pines del circuito integrado lf353n

Estos amplificadores operacionales tienen transistores de entrada JFET, que proporcionan muy baja corriente de entrada y de offset. La etapa de salida ha sido diseñada para poder manejar grandes cargas capacitivas sin problemas de estabilidad.

2.2.2.3.1.- Especificaciones Técnicas: Valores Máximos Absolutos (más información ver Anexo A)

Tensión de alimentación: +-18V

Tensión de entrada diferencial: +-30V

Duración de cortocircuito a la salida: continuo

Margen de temperatura de almacenaje: -55 a 125°C.

Temperatura de la unión: 110°C.

Resistencia térmica entre sistema y ambiente: 175K/W.

2.2.2.3.2.- Características Adicionales

Extraordinaria resistencia de entrada

Baja deriva de características con las variaciones de temperatura

Gran ancho de banda.

La tensión de entrada puede subir hasta igualar la tensión +Vs

Compensación en frecuencia interna.

**2.2.2.4.- Amplificador De Instrumentación: Circuito Integrado
INA114AP**

Un amplificador de instrumentación es un dispositivo electrónico capaz de lograr amplificaciones importantes, con muy bajo ruido, con alimentación simple o doble, baja deriva térmica, bajo consumo y variación de la salida hasta los límites de la alimentación.

Un amplificador de instrumentación es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales (Ver Figura 2.8). Está diseñado para tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común (CMRR). La operación que realiza es la resta de sus dos entradas multiplicada por un factor.

Su utilización es común en aparatos que trabajan con señales muy débiles, tales como equipos médicos, para minimizar el error de medida.

2.2.2.4.1.- Características

Amplificador de Instrumentación de alta precisión

Alta Relación de Rechazo en modo común (115dB a $G = 1000$).

Alta impedancia de entrada

Respuesta en frecuencia

Bajas corrientes de polarización de entrada

Circuito de protección contra sobre voltajes $\pm 40V$

El fabricante lo recomienda para aplicaciones biomédicas

Rango de temperatura $-40^{\circ}C$ a $+85^{\circ}C$.

Rango de alimentación: ± 2.25 a $\pm 18V$.

Corriente inmóvil baja: 3mA Máxima.

Encapsulado de 8 pines en plástico.

Ganancia, Bandwidth -3dB: 1 MHZ

Tipo de caja: PDIP

Operating Temperature Range: $-40^{\circ}C$ a $+125^{\circ}C$

Ancho de banda: 1 MHZ

Número de base: 114

Corriente: 2.2mA

Ganancia, programable máx.: 10000

Desplazamiento del offset de entrada, máx.: $0.25\mu V/^{\circ}C$

Velocidad de respuesta: $0,6 V/\mu s$

Tensión, en offset de entrada máx.: $50\mu V$

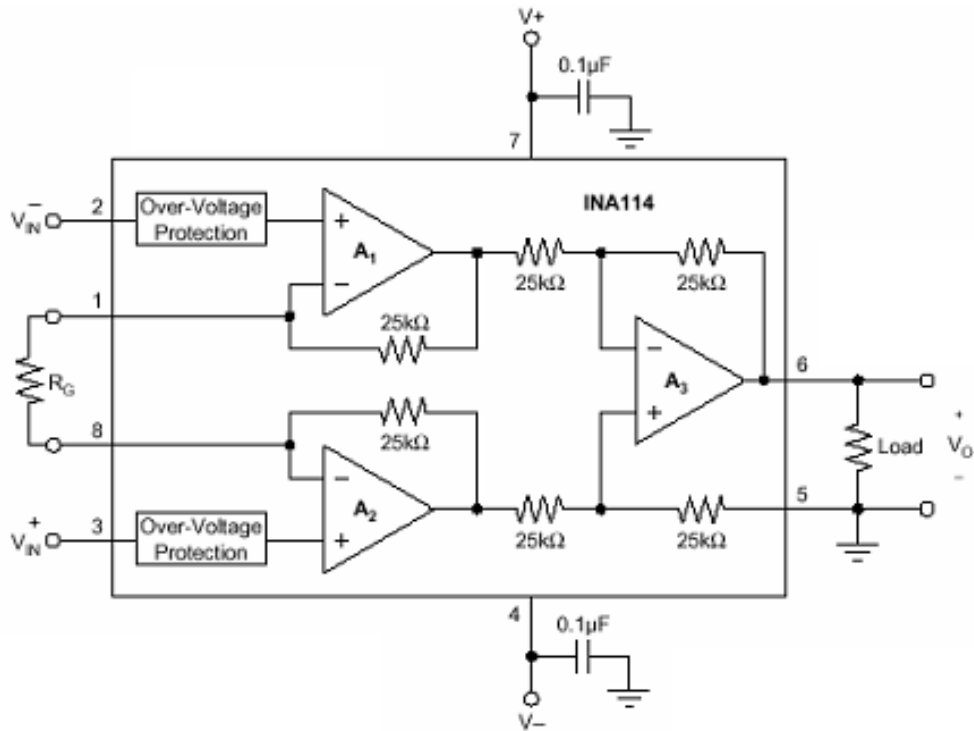


Figura 2.8: Diagrama interno del amplificador de instrumentación INA 114 AP

La ecuación más importante empleadas en este circuito integrado es la siguiente:

$$V_O = G \cdot (V_{IN}^+ - V_{IN}^-)$$

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Ecuación 2.1: Voltaje de salida y ganancia en el amplificador INA 114 AP

2.2.2.5.- Tarjeta De Adquisición De Datos Ni Usb-6210

El NI USB-6210 es un módulo de adquisición de datos (DAQ) multifunción de la Serie M energizado por bus que está optimizado para una precisión superior a velocidades de muestreo más altas. Ofrece 16 entradas analógicas, una velocidad de muestreo de un solo canal de 250 kS/s, cuatro líneas de entrada

digital, cuatro líneas de salida digital, cuatro rangos de entrada programable (± 0.2 V a ± 10 V) por canal, disparo digital y dos contadores/temporizadores.

El USB-6210 está diseñado específicamente para aplicaciones móviles o con restricciones de espacio. La instalación plug-and-play minimiza el tiempo de configuración y montaje mientras que la conectividad directa con terminal de tornillo mantiene los precios bajos y simplifica las conexiones de señal. Este producto no requiere potencia externa.

Este módulo también cuenta con la nueva tecnología NI Signal Streaming, la cual permite transferencia de datos bidireccional a alta velocidad parecida a DMA a través del bus USB.

2.2.2.5.1.- Resumen de Especificaciones

Formato Físico	USB
Sistema Operativo / Objetivo	Windows, Linux, Mac OS
Tipos de Medida	Voltaje
Entrada Analógica	
Número de Canales	16 SE/8 DI
Velocidad de Muestreo	250 kS/s
Resolución	16 bits
Rango de Voltaje Máximo	-10 a 10 V
Precisión del Rango	2.69 Mv
Sensibilidad del Rango	91.6 μ V
Rango de Voltaje Mínimo	-200 a 200 mV
Precisión del Rango	0.088 mV
Sensibilidad del Rango	4.8 μ V
Memoria Interna	4095 muestras

Nota: La información completa del fabricante se adjunta en Anexos

2.3.- DISEÑO DEL MÓDULO ECG

Una vez que ya fueron revisados y seleccionados tanto los conceptos de interés como los materiales que se emplearán en el diseño para el hardware del sistema, se puede dar inicio al diseño de cada parte del diagrama de bloques con valores y circuitos reales a ser implementados. Para la obtención de las señales del ECG utilizadas con fines diagnósticos y terapéuticos de pacientes con trastornos cardíacos en diferentes entornos de cuidados, se han utilizado muchas configuraciones diferentes del sistema de derivaciones. En este módulo se obtiene el ECG convencional de 12 derivaciones, en el que las 12 derivaciones se obtienen a partir de diez electrodos los mismos que se encargan de recoger las señales de entrada provenientes del corazón al colocarse en distintos lugares.

2.3.1.- ANÁLISIS DE DERIVACIONES DE UN ECG

Las doce derivaciones diferentes se dividen en tres grupos:

2.3.1.1.- Análisis de Derivaciones bipolares de las extremidades

Llamadas también derivaciones bipolares de miembros de Einthoven: sensan las diferencias de voltaje en el plano frontal entre las extremidades. Las 3 extremidades sensadas son el brazo derecho e izquierdo, y la pierna izquierda (ver Figura 2.9). El que estas derivaciones sean bipolares significa que miden la diferencia de voltaje entre un electrodo negativo y otro positivo.

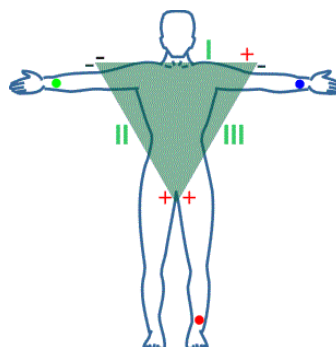


Figura 2.9: Polarización de electrodos en derivaciones bipolares

Estas derivaciones son:

Derivación I: entre brazo izquierdo (+) y brazo derecho (-) (ver Figura 2.10).

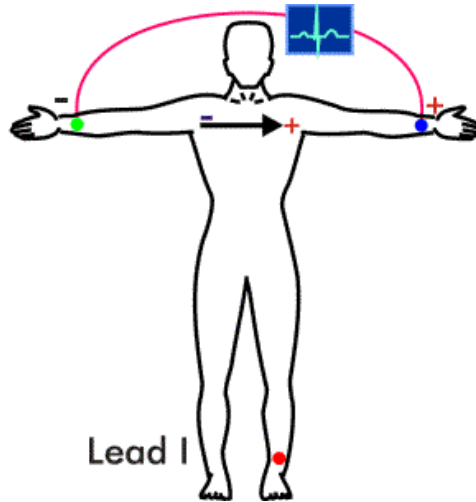


Figura 2.10: Derivación I

Derivación II: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-) (ver Figura 2.11).

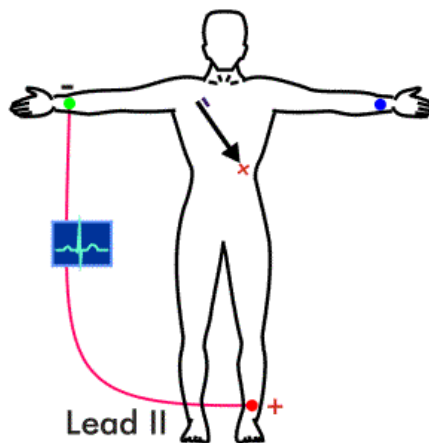


Figura 2.11: Derivación II

Derivación III: entre pierna izquierda (+) y brazo izquierdo (-) (ver Figura 2.12).

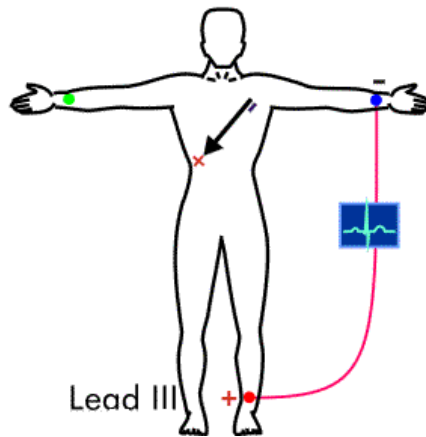


Figura 2.12: Derivación III

2.3.1.2.- Análisis de Derivaciones monopoles de los miembros

Llamadas también derivaciones monopoles de miembros de Goldberger. Sienten la actividad eléctrica en el plano frontal, desde cada miembro, con relación a una referencia de voltaje igual a cero, la cual se obtiene a partir de los otros tres miembros no sentidos.

Estas derivaciones (ver Figura 2.13) miden el potencial eléctrico entre un electrodo positivo y una central terminal creada en el circuito del electrocardiógrafo por combinación de las corrientes eléctricas provenientes de los electrodos posicionados en ambos brazos y la pierna izquierda, y cuyo potencial eléctrico es cero.

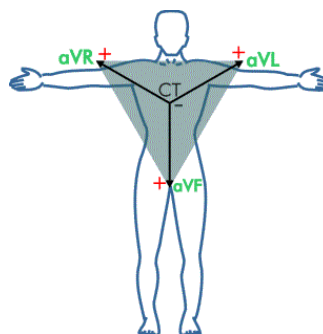


Figura 2.13: Polarización de electrodos en derivaciones monopoles y eje eléctrico

Se denominan aVR, aVL y aVF, por:

a: significa aumento y se obtiene al eliminar el electrodo negativo dentro del propio aparato de registro.

V: Vector.

R (right), L (left) y F (foot): según el lugar donde se coloque el electrodo positivo, brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda.

DERIVACIÓN aVR: el electrodo positivo está en el brazo derecho y es comparado con los electrodos de la pierna izquierda y brazo izquierdo (ver Figura 2.14).

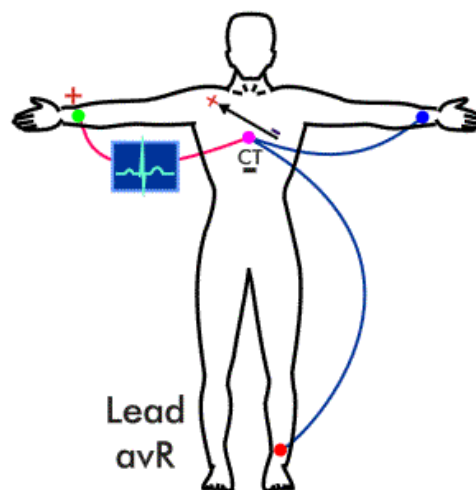


Figura 2.14: Derivación aVR

DERIVACION aVL: el electrodo positivo está en el brazo izquierdo y se compara con el del brazo derecho y pierna izquierda (ver Figura 2.15).

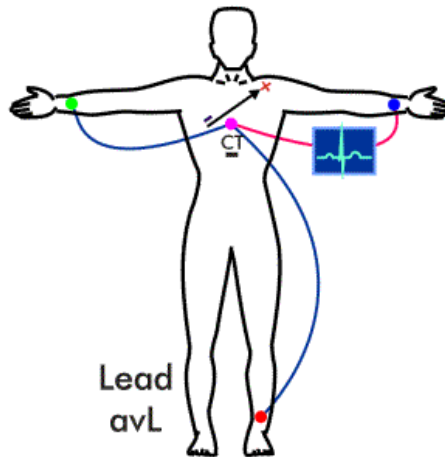


Figura 2.15: Derivación aVL

DERIVACION aVF: el electrodo positivo está en la pierna izquierda y se compara con ambos brazos (ver Figura 2.16).

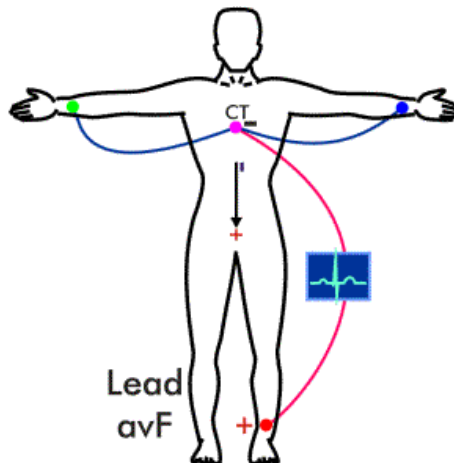


Figura 2.16: Derivación aVF

2.3.1.3.- Análisis de Derivaciones precordiales

También son llamadas derivaciones unipolares torácicas de Wilson, este tipo de derivaciones sensan la actividad eléctrica en el plano horizontal (V1 a V6), pero como tienen mayor cercanía con el corazón las señales registradas son amplias por lo que no necesitan ser aumentadas como las unipolares de las

extremidades. El electrodo positivo se ubica en distintos puntos del precordio y la central terminal está conectada a los tres electrodos de las extremidades. Las derivaciones V1 y V2 están ubicadas sobre el ventrículo derecho, V3 y V4 sobre el septum interventricular, y V5 y V6 sobre el ventrículo izquierdo (Ver Figura 2.17).

Los electrodos se colocan en:

V₁: 4^o espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha.

V₂: 4^o espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda.

V₃: simétrico entre V₂ y V₄.

V₄: 5^o espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular.

V₅: 5^o espacio intercostal izquierdo, línea anterior axilar.

V₆: 5^o espacio intercostal izquierdo, línea axilar media.



Figura 2.17: Ubicación de electrodos para derivaciones precordiales

Por consiguiente el lugar específico donde se colocarán los electrodos está especificado en la tabla 2.2:

Tabla 2.2: Colocación de los electrodos para las 12 derivaciones

Nombre del electrodo	Localización del electrodo
RA	En el brazo derecho (<i>right arm</i>), evitando prominencias óseas.
LA	En el mismo sitio que se colocó RA, pero en el brazo izquierdo (<i>left arm</i>).
RL	En la pierna derecha (<i>right leg</i>), evitando prominencias óseas.
LL	En el mismo sitio que se colocó RL, pero en la pierna izquierda (<i>left leg</i>).
V1	En el <i>cuarto</i> espacio intercostal (entre las costillas 4 & 5) a la <i>derecha</i> del esternón.
V2	En el <i>cuarto</i> espacio intercostal (entre las costillas 4 & 5) a la <i>izquierda</i> del esternón.
V3	Entre V2 y V4.
V4	En el <i>quinto</i> espacio intercostal (entre las costillas 5 & 6), en la línea medio-clavicular (la línea imaginaria que baja desde el punto medio de la clavícula).
V5	En la misma línea horizontal que V4, pero verticalmente en la línea axilar interior (línea imaginaria que baja desde el punto medio entre el centro de la clavícula y su extremo lateral, que es el extremo más próximo al brazo).
V6	En la misma línea horizontal que V4 y V5, pero verticalmente en la línea medioaxilar (línea imaginaria que baja desde el centro de la axila del paciente).

Matemáticamente cada derivación se obtiene a partir de operaciones algebraicas que surgen de diversos cálculos dependientes de las relaciones que existen entre los electrodos que se usan para hallar cada derivación. Estas relaciones son (Ver Tabla 2.3):

Tabla 2.3: Cálculos para ECG convencional de 12 derivaciones

Derivación	Tipo	Cálculos
I	Extremidad	LA – RA
II	Extremidad	LL – RA
III	Extremidad	LL – LA
aVR	Aumentada	RA – (LA+LL)/2
aVL	Aumentada	LA – (RA+LL)/2
aVF	Aumentada	LL – (RA + LA)/2
V1	Precordial	V1-(RA+LA+LL)/3
V2	Precordial	V2-(RA+LA+LL)/3
V3	Precordial	V3-(RA+LA+LL)/3
V4	Precordial	V4-(RA+LA+LL)/3
V5	Precordial	V5-(RA+LA+LL)/3
V6	Precordial	V6-(RA+LA+LL)/3

2.3.2.- DISEÑO DEL ACOUPLE DE IMPEDANCIAS Y DE LA PROTECCIÓN AL PACIENTE

Esta sección se diseña en base a amplificadores operacionales y para el presente caso emplearemos el circuito integrado LF353N (Para ampliar información ver datasheet del amplificador en el ANEXO D), ya que posee características muy importantes las mismas que se revisaron con anterioridad y que facilitarán el diseño.

El modo de operación de estos amplificadores operacionales para este propósito es en configuración de seguidor de tensión, ya que de esta manera se consigue tener una alta impedancia de entrada y una pequeña impedancia de salida, consiguiendo con ello satisfacer la condición de aislamiento.

La configuración del seguidor tiene una ganancia $A_v=1$.

También cabe recalcar que esta configuración en nuestro caso excluye la posibilidad de extraer corriente del cuerpo del paciente cuando no haga falta evitándole descompensaciones.

En esta configuración de seguidor de voltaje nos permite ingresar la señal de cada electrodo, es decir se necesitarán un total de diez amplificadores para tomar todas las señales de los electrodos que formarán parte del equipo.

El circuito de protección al paciente se lo hace antes del amplificador que recoge la señal de la pierna derecha con el objetivo principal de colocar a la pierna derecha a una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito con el fin de suministrar seguridad eléctrica al paciente; y también para atenuar el voltaje de modo común que afecta los terminales de entrada del amplificadores que se colocan a continuación.

Los circuitos diseñados para el ingreso de las señales de cada electrodo y acople de impedancias de acuerdo a cada derivación son los siguientes (ver Figuras 2.18 y 2.19):

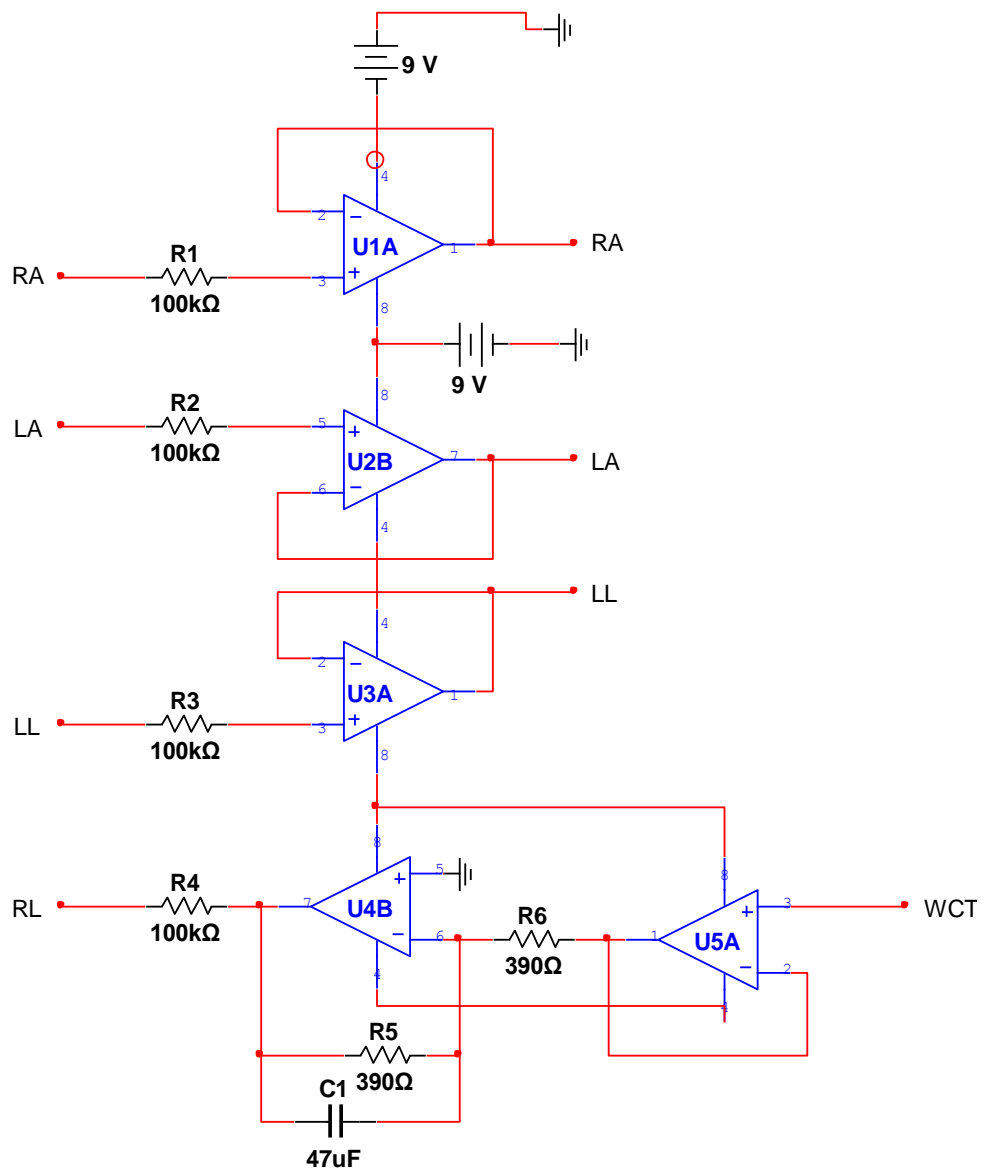


Figura 2.18: Acoplamiento de impedancias para RA, LA, LL y circuito de protección y acople para RL.

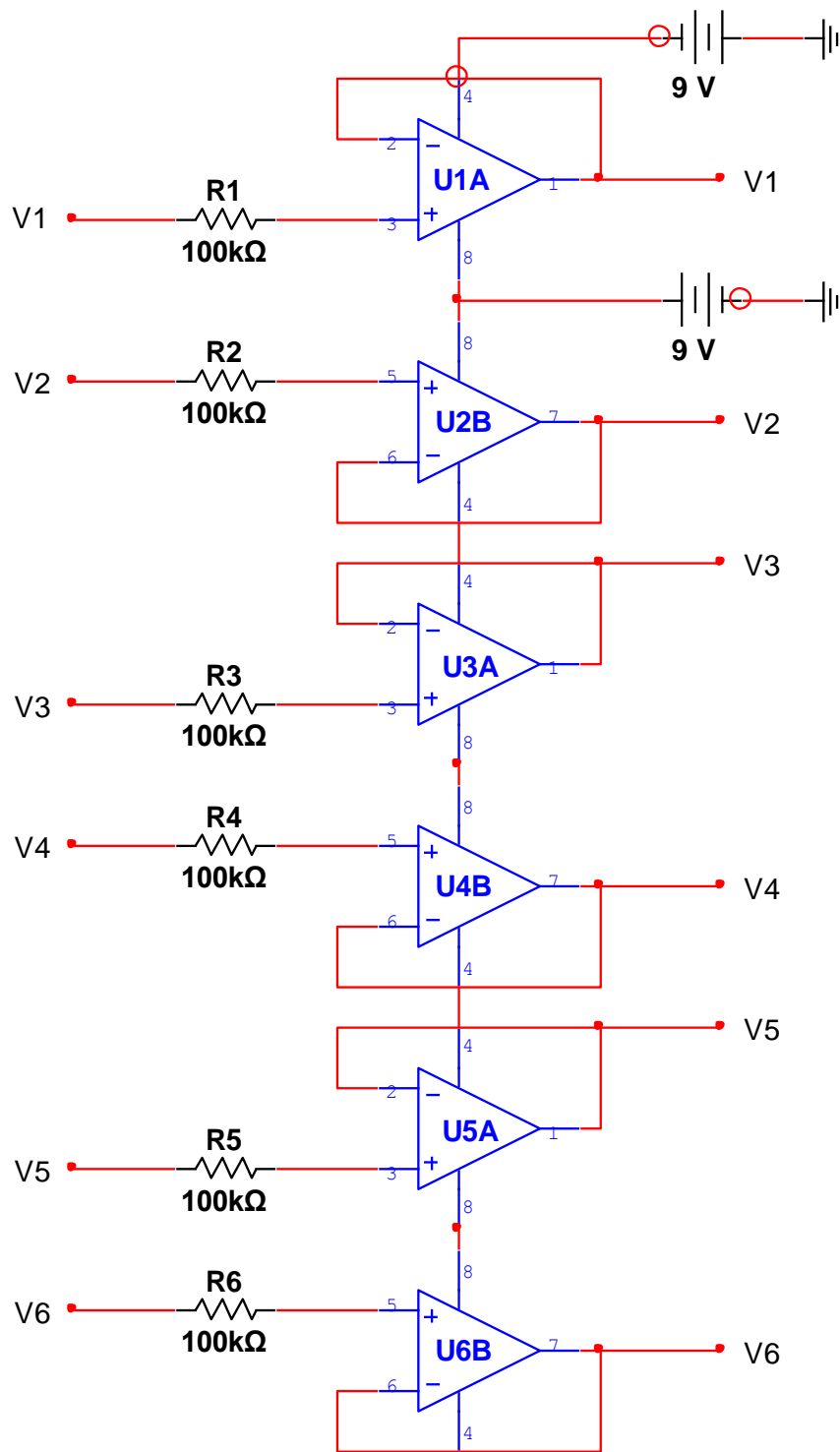


Figura 2.19: Acoplamiento de impedancias para electrodos de derivaciones precordiales

Es necesario tomar en cuenta que el terminal 5 en el electrodo que sirve para hacer tierra al paciente es una tierra flotante que se necesita para establecer una referencia eléctrica (cero voltios) al diferencial de potencial capturado y amplificado.

Se elabora tierra flotante, para que no pueda enlazarse la tierra de la fuente del circuito amplificador con la del paciente; debido a que, se corre el riesgo de que fluyan corrientes hacia él y le provoquen choque eléctrico excesivo provocando fallas en el funcionamiento normal de su sistema vivo.

Se puede utilizar un acoplador de impedancia para garantizar que el circuito anterior "ajuste" al cuerpo y terminar con una resistencia limitadora de corriente unida al electrodo de referencia de paciente. Para algunas aplicaciones es de preferencia terminar con un condensador de acople.

2.3.3.- DISEÑO DE RED WILSON

La red Wilson es una red resistiva que permite balancear las impedancias que ingresan y salen de la misma, manejando de forma equipotencial el potencial que posee el paciente. Este arreglo de resistencias se basa en el Triángulo de Einthoven (Ver Figura 2.20).

Este circuito se coloca a continuación de los seguidores de tensión que permiten la obtención tanto de las derivaciones bipolares como monopolares de la siguiente forma:

Para conseguir las derivaciones bipolares se conectarán las señales de los potenciales necesarios directamente de la salida de los seguidores de tensión a los cuales se encuentran conectados los electrodos.

Para las derivaciones monopolares esta red resistiva proporciona los potenciales que sumados dan como resultado las combinaciones para obtener las mismas.

Es necesario tomar en cuenta como ya se expresó anteriormente que este circuito se toma como electrodo indiferente para cada una de las derivaciones

precordiales y forma parte de las entradas negativas de los Amplificadores de Instrumentación que se conectan a continuación.

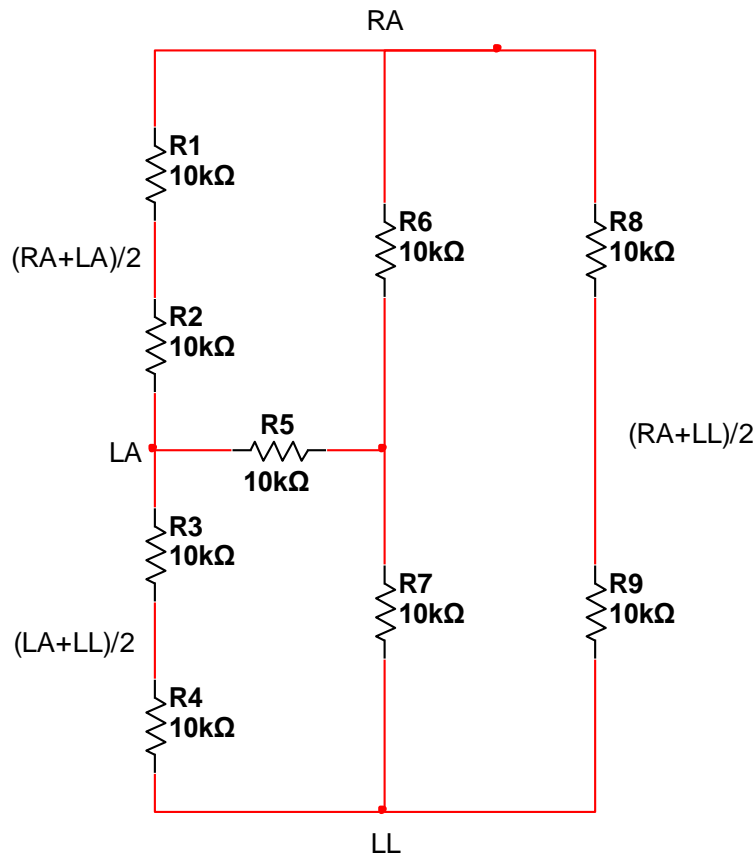


Figura 2.20: Diseño de la Red Wilson

2.3.4.- DISEÑO DE CIRCUITO DE DERIVACIONES.

El diseño del circuito de derivaciones se basa en el amplificador de instrumentación INA 114 AP (para información adicional ver datasheet en el ANEXO D), ya que este amplificador es de alta precisión y ofrece una gran exactitud considerando su propósito general.

Las excelentes características que posee el amplificador de instrumentación INA114AP tales como su efectividad combinada con su versatilidad lo hacen apto para el proyecto. Una de las características más importantes que posee es la capacidad para variar su ganancia de 1 a 1000

únicamente con la variación de una sola resistencia que se coloca externamente, la misma que se halla regulada mediante una tabla (Ver Tabla 2.4) en la cual se observa el valor de la resistencia a colocar dependiendo de la ganancia requerida.

De acuerdo a la composición del amplificador de instrumentación INA114AP y según su fabricante para variar la ganancia en este componente tenemos una ecuación que es:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Ecuación 1.2: Ecuación que permite calcularla ganancia en el INA114AP variando RG.

De igual forma el fabricante ofrece la posibilidad de seleccionar el valor de RG de una tabla normalizada para colocarla entre los pines 1 y 8 del integrado, sitio desde el cual se maneja la ganancia del amplificador (Ver Tabla 2.4).

Tabla 2.4: Valor de resistencias dependiendo de las ganancias del INA 114AP

DESIRED GAIN	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)
1	No Connection	No Connection
2	50.00k	49.9k
5	12.50k	12.4k
10	5.556k	5.62k
20	2.632k	2.61k
50	1.02k	1.02k
100	505.1	511
200	251.3	249
500	100.2	100
1000	50.05	49.9
2000	25.01	24.9
5000	10.00	10
10000	5.001	4.99

Por este motivo como la finalidad es tener una ganancia de 1000 se ha seleccionado un valor de 62 ohmios como el valor más próximo de resistencia a

50.05 ohmios que es el valor de resistencia correspondiente en la tabla para una ganancia de 1000.

A continuación se presentan los circuitos correspondientes a las salidas proporcionadas por el amplificador antes mencionado del módulo (Ver Figuras 2.21, 2.22 y 2.23).

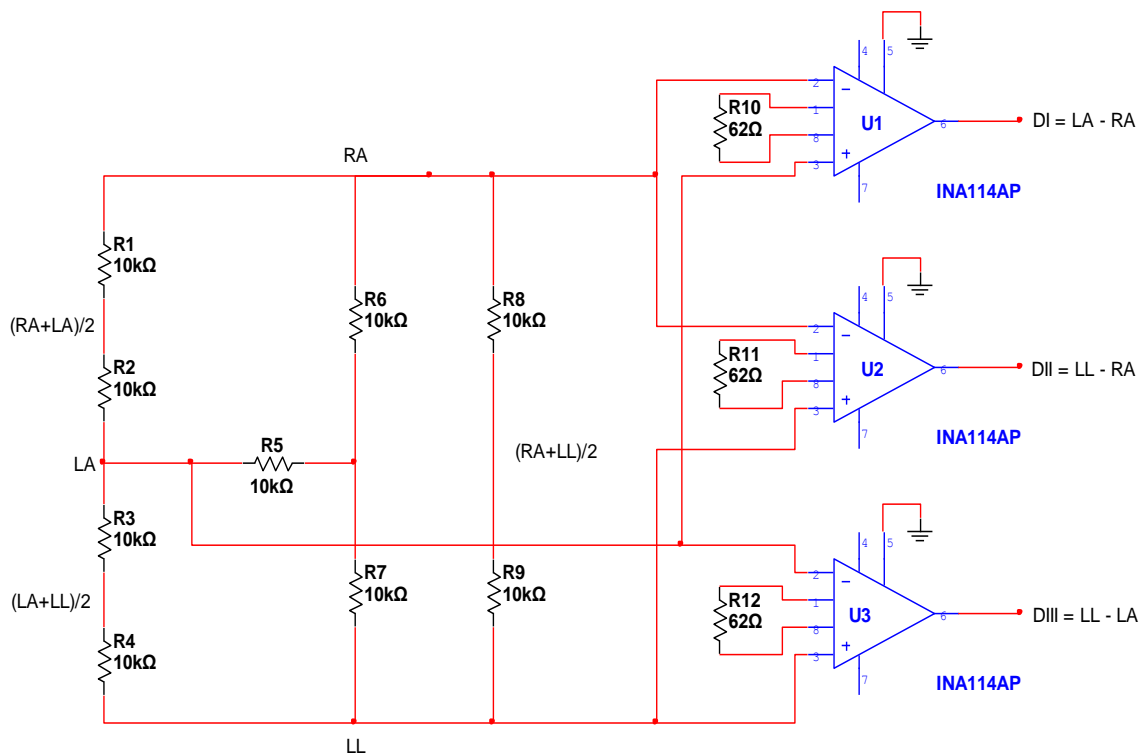


Figura 2.21: Acople de la red Wilson con los amplificadores de instrumentación para derivaciones bipolares.

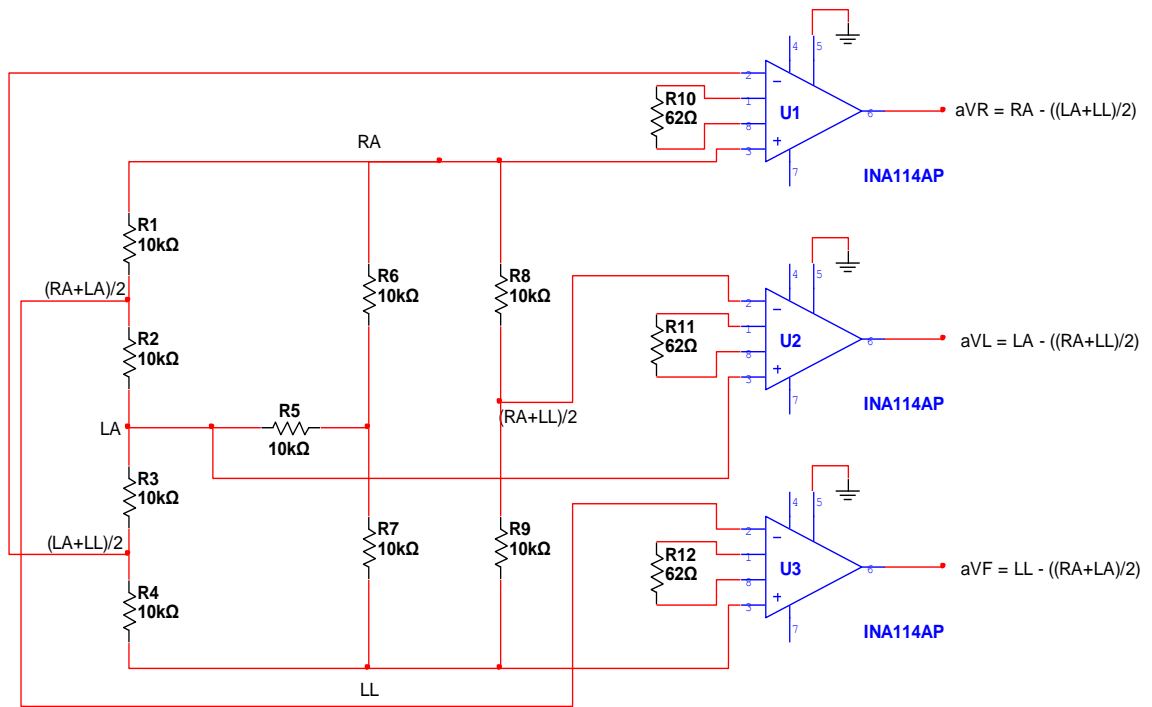


Figura 2.22: Acople de la red Wilson con los amplificadores de instrumentación para derivaciones monopolares.

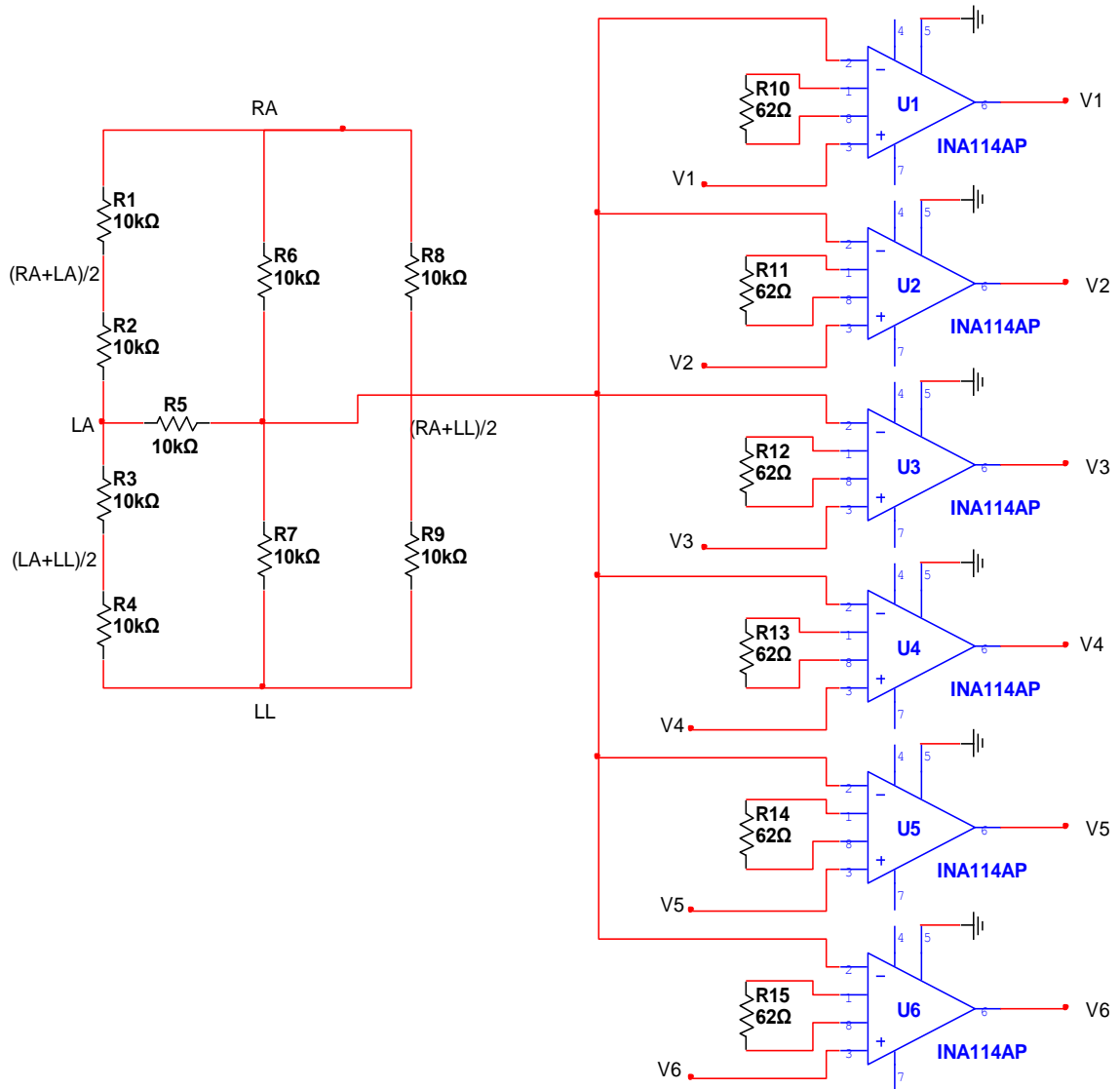


Figura 2.23: Acople de la red Wilson con los amplificadores de instrumentación para derivaciones precordiales.

2.3.5.- DISEÑO DE LOS FILTROS

Debido a que las salidas que se obtienen de los amplificadores de instrumentación presentan gran cantidad de ruido es necesario emplear filtros específicos para poder tomar de las señales únicamente solo los componentes relevantes para el diagnóstico limitando a las señales en un ancho de banda determinado (0.5 a 100 Hz) y para eliminar especialmente el ruido de 60 Hz que ingresa a las señales por varias vías.

Los filtros permiten otorgarle a las señales un tratamiento adecuado.

Los filtros que se emplean son de dos tipos:

El primero es un filtro pasa banda que efectúa la función de limitar el ancho de banda entre frecuencias de corte de 0.5 Hz y 100 Hz y de esta forma se consigue eliminar frecuencias de contaminación no estacionarias de valor inferior a 0.5 Hz y superior a 100 Hz. El hecho de limitar a las señales del ECG entre estos límites de frecuencia es porque los rangos de frecuencia de las señales más relevantes que son consideradas para el análisis se hallan dentro de estos límites así: onda T se halla entre 1 y 5 Hz, onda P se halla entre 5 y 10 Hz y finalmente el complejo QRS se halla entre 15 y 40 Hz pero por cuestiones de diseño se toman los límites anteriormente mencionados.

El segundo de los filtros es un filtro rechaza banda el mismo que se diseña con el propósito de eliminar específicamente las frecuencias de 60 Hz que se originan especialmente al manejar dispositivos que funcionan con energía eléctrica.

2.3.5.1.- Diseño Del Filtro Pasa Banda.

Este filtro se diseña a partir de un filtro pasa alto cuya frecuencia de corte es de 0.5 Hz y de un filtro pasa bajo con una frecuencia de corte de 100 Hz (ver Figura 2.24). Para el diseño del Filtro Pasa Alto se utiliza:

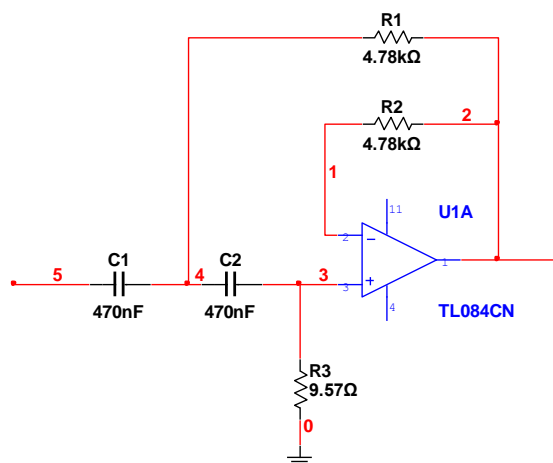


Figura 2.24: Filtro Pasa Alto

Para el diseño del filtro Pasa Bajo (Ver Figura 2.25) se utiliza:

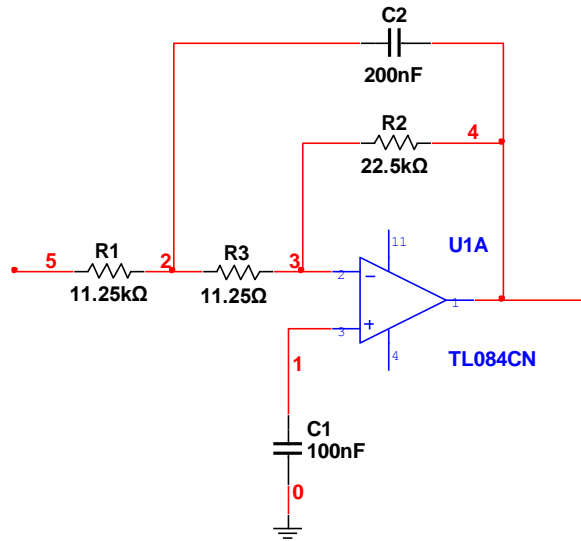


Figura 2.25: Filtro Pasa Bajo

2.3.5.2.- Diseño Del Filtro Rechaza Banda.

Su diseño es el siguiente (Ver Figura 2.26):

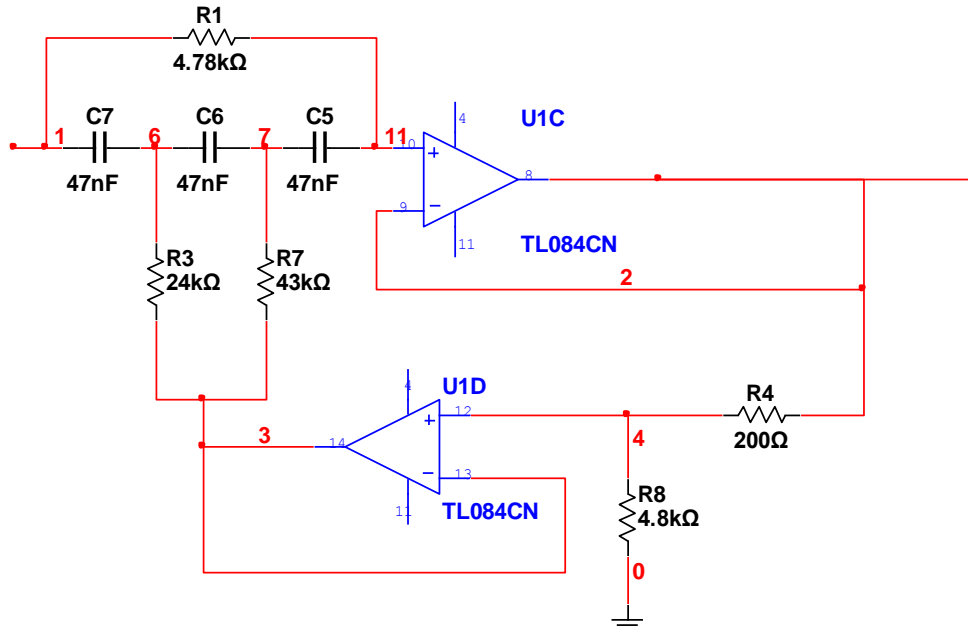


Figura 2.26: Filtro Rechaza Banda

2.4.- DISEÑO DEL SOFTWARE PARA MANEJO DEL ECG

Para el diseño del software del módulo se ha empleado el programa Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) y de sus múltiples versiones se ha seleccionado la versión 8.5.

La selección de este programa para el desarrollo del mismo se basa en el hecho de que es sencillo para emplearse en instrumentación virtual debido a su lenguaje gráfico de programación conocido como lenguaje G permite una gran interacción entre la máquina y su usuario. Al diseñar programas con Labview se está trabajando bajo un VI que es un instrumento virtual. Además el VI puede utilizarse en cualquier otra aplicación como una subfunción dentro de un programa general. Los VI's que se crean básicamente se caracterizan por: ser un cuadrado con su respectivo símbolo relacionado con su funcionalidad, tener una interfaz con el usuario, tener entradas con su color de identificación de dato, tener una o varias salidas y por supuesto ser reutilizables.

En el entorno de trabajo de Labview existen dos paneles, el panel frontal y el panel de programación ó diagrama de bloques; en el panel frontal se diseña la interfaz con el usuario y en el panel de programación se relacionan los elementos utilizados en la interfaz mediante operaciones que determinan en sí como funciona el programa o el sistema, exactamente es la parte donde se realizan las especificaciones funcionales. En el panel de programación el usuario puede diseñar de manera gráfica y como si fuera un diagrama de bloques el funcionamiento de su sistema.

La programación gráfica se basa en la realización de operaciones mediante la asignación de iconos que representen los datos numéricos e iconos que representan los procedimientos que deben realizar los (VI's), con estos iconos y mediante una conexión simple como lo es una línea recta se enlazan para determinar una operación y/o una función. Al diseñar el programa de forma gráfica, se hace visible una programación orientada al flujo de datos, donde se tiene una interpretación de los datos también de forma gráfica, cada tipo de dato se identifica con un color diferente dentro de Labview; también es necesario tener en cuenta que cuando se realiza una conexión a un VI esta conexión se identifica

por un tipo de dato específico, que debe coincidir con el tipo de dato de la entrada del VI (aunque esto no necesariamente es cierto ya que puede haber varios tipos de datos conectados de VI a VI, además de que un arreglo de datos `cluster` puede albergar varios tipos de variables) permitiendo una concordancia en el flujo de datos; no siempre el tipo de dato de la entrada del VI es el mismo que el de la salida, pero sin embargo para la mayoría de los casos sí se cumple.

El flujo de datos va de izquierda a derecha en el panel de programación y está determinado por las operaciones o funciones que procesan los datos. Es fácil observar en el panel de programación cómo se computan los datos en cada parte del programa cuando se realiza una ejecución del programa paso a paso.

En Labview las variables se representan mediante una figura tanto en el panel frontal como en el panel de programación, de esta forma se puede observar su respuesta en la interfaz del usuario y en el flujo de datos del código del programa.

2.4.1.- CREACIÓN DE LA BASE DE DATOS.

Una base de datos es una forma lógica de ver cómo están los datos organizados y guardados en la computadora.

Actualmente los modelos de bases de datos están basados en ciertas estructuras de datos llamadas tablas. Las tablas consisten en un conjunto de filas y columnas. Cada tabla de una base de datos tiene un nombre único y cada columna que compone esta tabla tiene también un único nombre y tipo de dato. Cada base de datos soporta una variedad de tipos de datos en las columnas, así como un carácter simple o compuesto con una determinada longitud.

La base de datos es muy importante para el software de la tesis ya que es el sitio donde se almacenan los datos relevantes de todos los pacientes o usuarios del sistema para evaluación del sistema cardiovascular. La base de datos requiere configurarse en el panel de control del equipo que contendrá el software para recolección de datos del sistema. En el sistema que he creado se empleará Microsoft Office Access 2007, por ser una base de datos con código

fuentes abiertos, y una multiplataforma que se puede utilizar libremente para fines académicos no comerciales.

Es una herramienta robusta y moderna motivo por el cual es ampliamente usada por un sinnúmero de personas, sin embargo la base de datos puede ser elaborada con cualquier otra herramienta, siempre y cuando cumpla con ciertos requerimientos así como conectividad ODBC¹⁸, relacionalidad, escalamiento, multiproceso y fiabilidad, requisitos que en la actualidad son usados por todas las bases de datos disponibles.

2.4.1.1.- Procedimiento para la Creación De La Base De Datos.

1. Abrir en el Panel de Control la opción Herramientas Administrativas (Ver Figura 2.27).

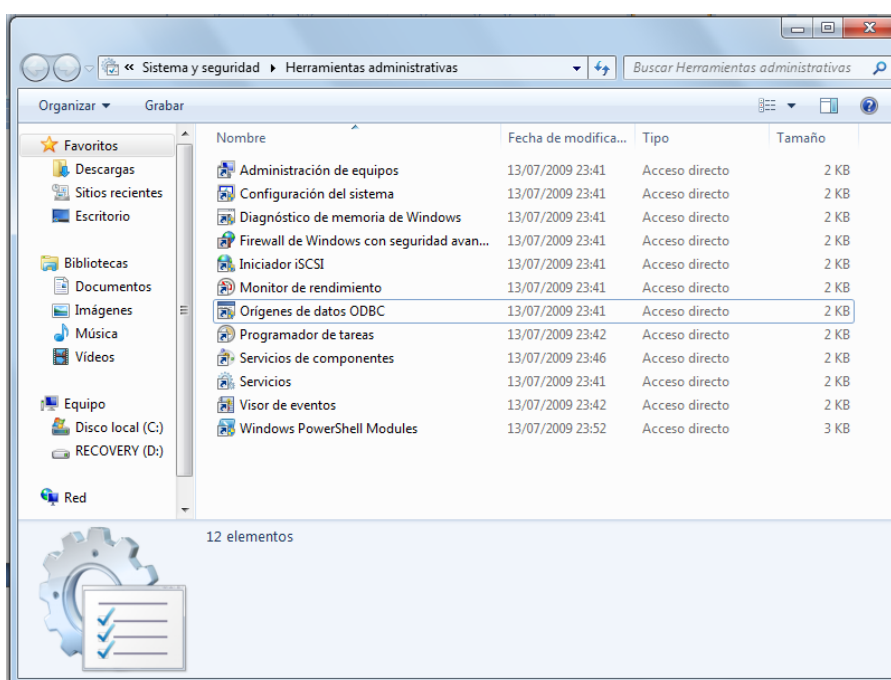


Figura 2.27: Creación de Base de datos Paso1

2. Seleccionar Orígenes de datos ODBC (Ver Figura 2.28).

¹⁸ Open Database Connectivity, es un estándar de acceso a bases de datos desarrollado por Microsoft Corporation, tiene como objetivo hacer posible el acceso a cualquier dato desde cualquier aplicación, sin importar el Sistema Gestor de Bases de Datos empleado.

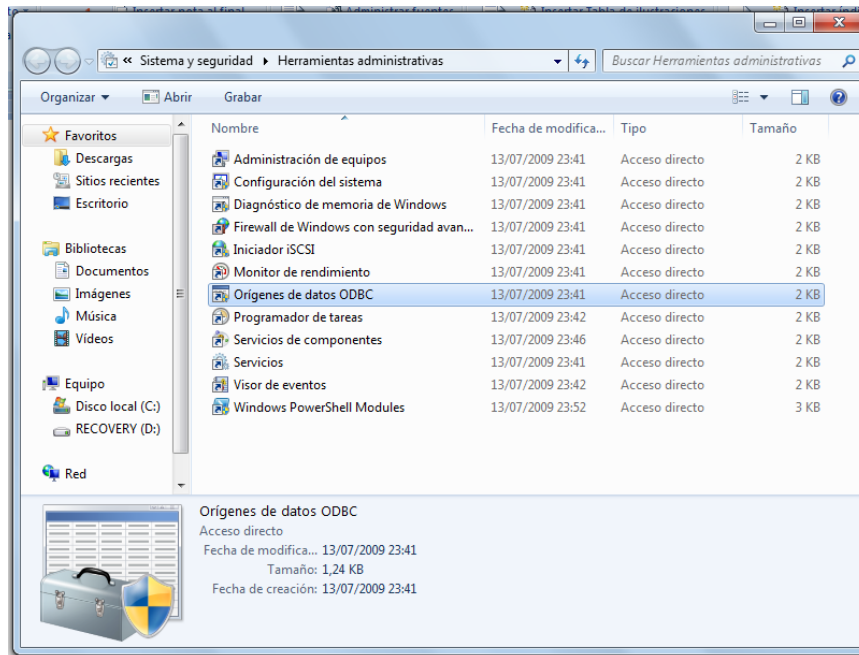


Figura 2.28: Creación de Base de datos Paso2

3. En el DSN de Usuario pulsar el botón Agregar (Ver Figura 2.29).

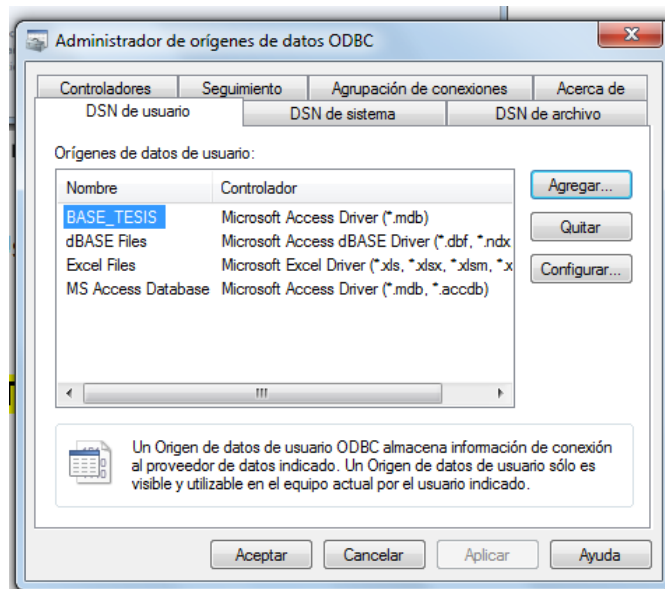


Figura 2.29: Creación de Base de Datos Paso3

4. En la ventana que se despliega denominada Crear Nuevo Origen de Datos seleccionar la opción Microsoft Access Driver (*.mdb) (Ver Figura 2.30).

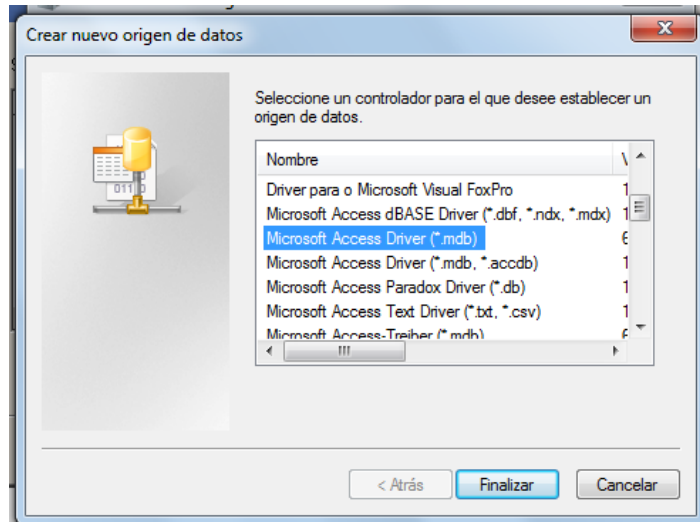


Figura 2.30: Creación de Base de Datos Paso4

5. En la ventana Configuración ODBC Microsoft Access colocar el nombre del origen de datos y dar un clic en el botón Crear (Ver Figura 2.31).

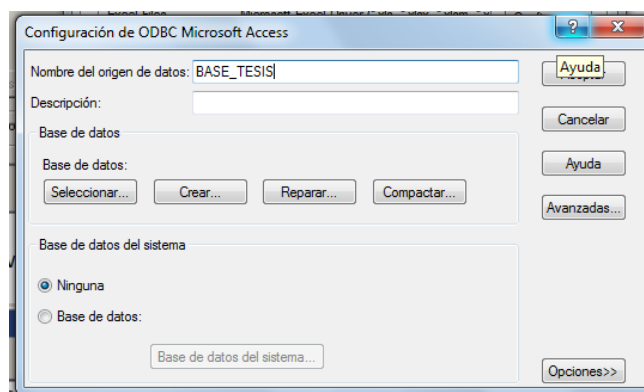


Figura 2.31: Creación de Base de Datos Paso5

6. En la ventana Nueva Base de Datos asignar un nombre y una dirección para la base de datos y clic en Aceptar.

7. La base de datos ha sido creada. Clic en Aceptar en todas las ventanas abiertas.

8. Cerciorarse de que realmente se creó la base de datos sin ningún error abriendo nuevamente el Administrador de Orígenes de Datos ODBC y comprobar el nombre de la base de datos que creamos.

2.4.1.2.- Procedimiento para la Creación De un Archivo de Conexión UDL

1. Ir a la carpeta donde fue creada la base de datos. Dar clic derecho en un área vacía de la ventana y seleccionar la opción Nuevo y luego Documento de Texto (Ver Figura 2.32).

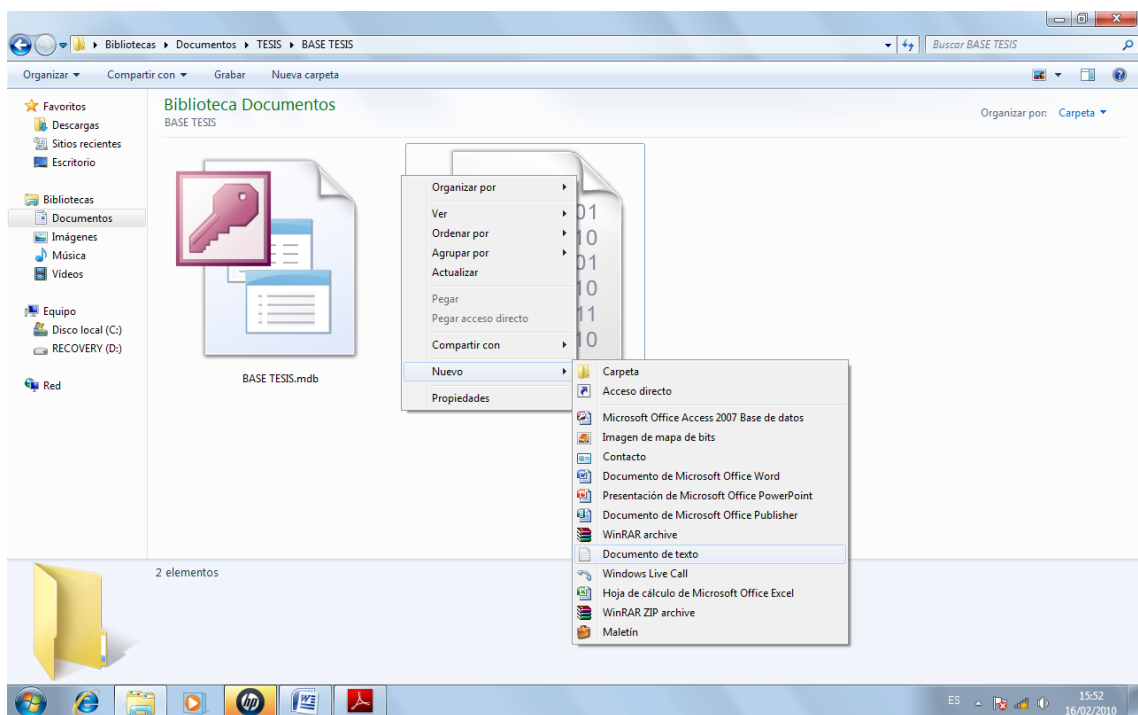


Figura 2.32: Creación de un archivo de conexión DSN Paso1

2. Renombrar el archivo creado. Dar el mismo nombre de la base de datos creada, pero cambiar la extensión del archivo a UDL (Ver Figura 2.33).

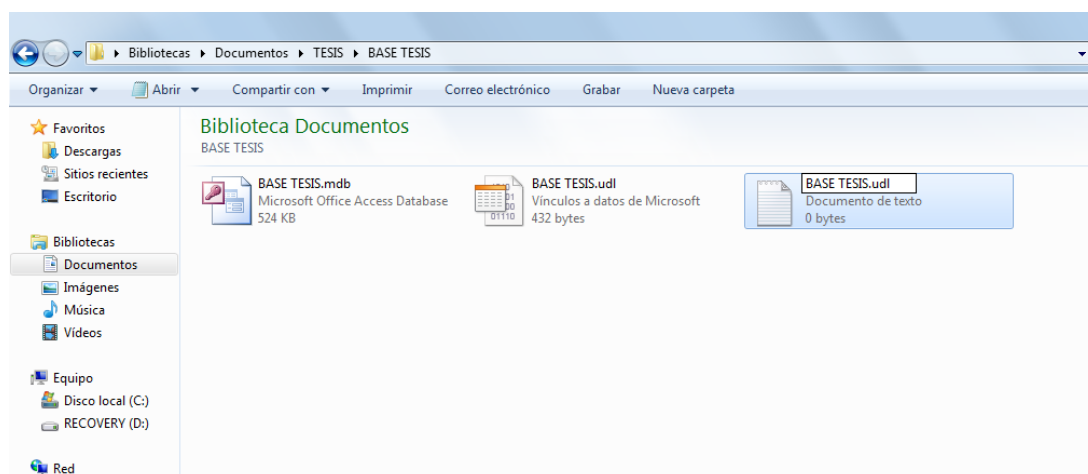


Figura 2.33: Creación de un archivo de conexión DSN Paso2

3. Cuando pregunte si está seguro de que desea cambiar la extensión de este, clic en SI (Ver Figura 2.34).

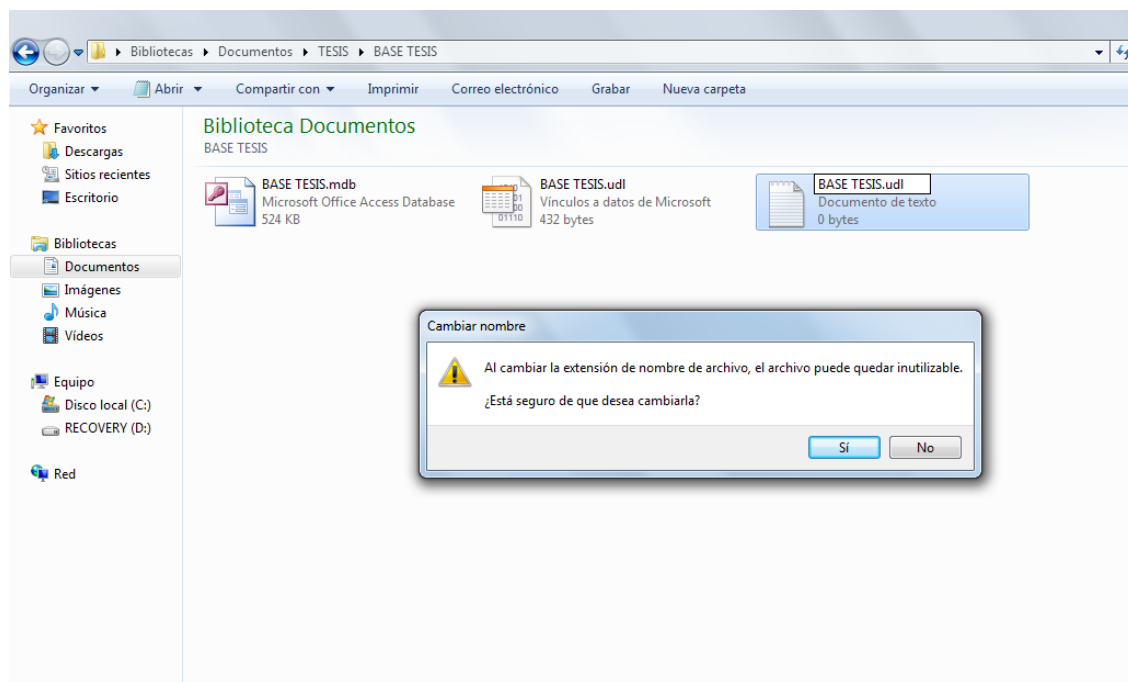


Figura 2.34: Creación de un archivo de conexión DSN Paso3

4. Doble clic en el archivo después de renombrarlo (Ver Figura 2.35).

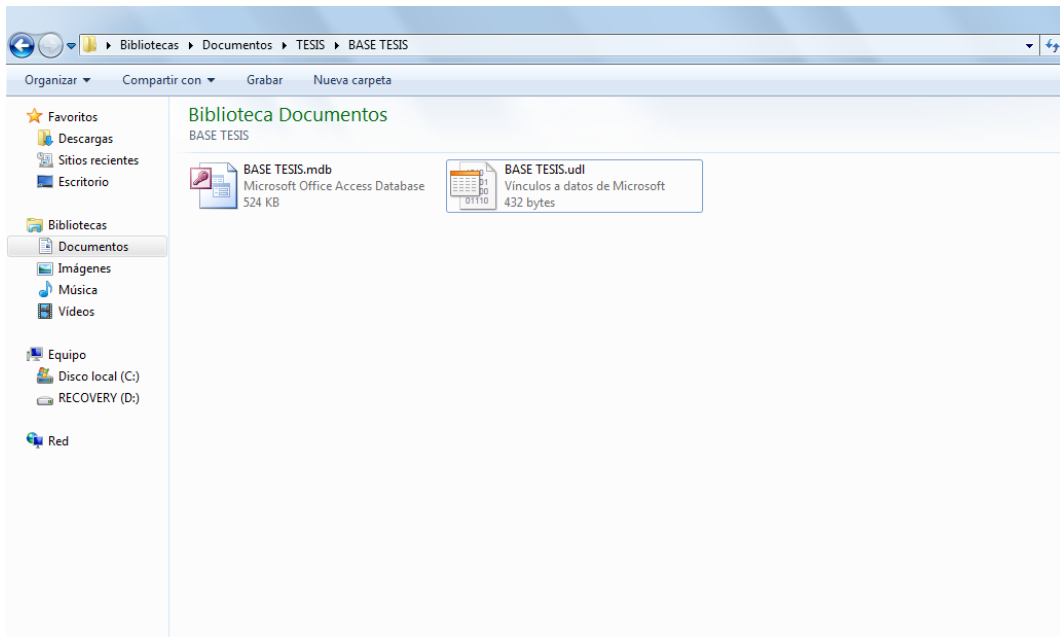


Figura 2.35: Creación de un archivo de conexión DSN Paso4

5. Se despliega una ventana llamada Propiedades de Vínculo de Datos, en ella seleccionar el nombre del origen de datos de una lista desplegable para evitar errores. Fijar el Usuario y dejar en blanco la contraseña (Ver Figura 2.36).

Finalmente escribir el catálogo inicial de la base de datos apropiada con el lugar donde se encuentra y dar un clic en probar conexión.

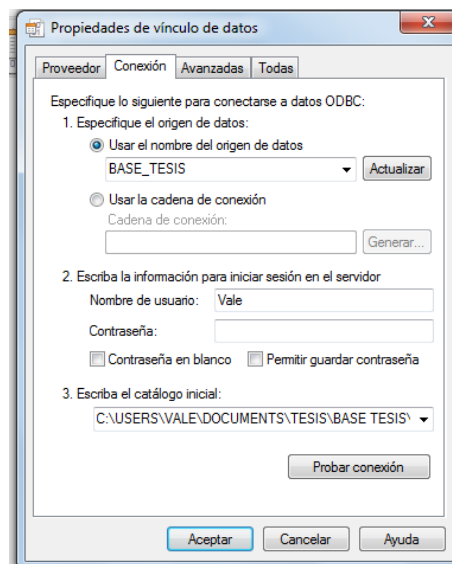


Figura 2.36: Creación de un archivo de conexión DSN Paso5

6. Al ejecutar el paso anterior debemos recibir un mensaje de que la prueba de conexión fue satisfactoria. Clic en Aceptar en todas las pantallas abiertas (Ver Figura 2.37).

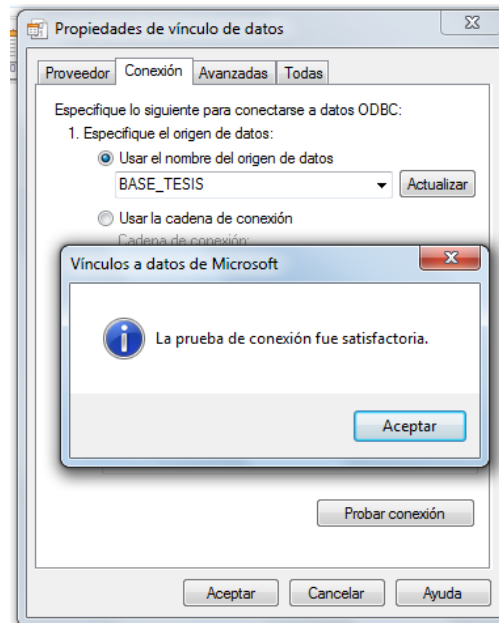


Figura 2.37: Creación de un archivo de conexión DSN Paso 6

2.4.2.- INTERFAZ CON LOS DATOS EN EL SOFTWARE LABVIEW 8.5

Como lenguaje para desarrollar la interfaz entre la base de datos creada y nuestro software para procesamiento de la señal y recolección de datos se empleó el software Labview 8.5, este software no dispone de librerías que permitan la comunicación directa con la base de datos, y para implementar la comunicación se tienen dos formas:

Se puede emplear el Database Connectivity Toolkit. El mismo que proporciona un conjunto de herramientas para poder realizar la conexión que se requiere.

Este Toolkit posee un costo elevado ya que no viene implícito en ninguna versión de Labview (Ver Figura 2.38).

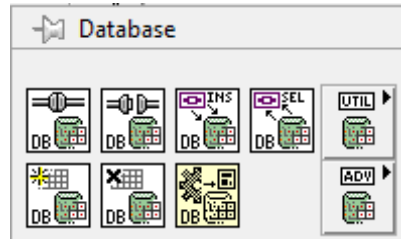


Figura 2.38: Database Toolkit

La otra opción es usar software libre lo que quiere decir que permite copiar y distribuir libremente y además es de codificación abierta lo que significa que posee una licencia legal que facilita su modificación y redistribución sin pagar ninguna clase de valor.

Para el desarrollo del sistema propuesto se empleó la primera alternativa, pero en una versión de evaluación de Labview 8.5 que permitió la instalación de dicho toolkit igualmente en una versión de evaluación de 30 días, el mismo que al caducarse puede volverse a instalar y utilizar para los fines requeridos.

2.4.3.- INTERFACES GRÁFICAS DEL SOFTWARE

Para poder interactuar desde Labview 8.5 con todos los datos adquiridos de nuestro módulo y con los datos de la base de datos creada, se realizaron varias pantallas sencillas, las mismas que se explicarán a continuación:

La programación en sí del software se basa en un técnica de programación conocida como arquitectura de los VI's de estado de máquina, muy usada en programación de VI's que se programan con diferentes tareas simples, esta técnica que nos permite realizar diagramas de bloque sencillos, compactos y con un estructura muy simple tanto para enlazar todos los eventos a manejar como para depurar errores y entender la programación.

Esta arquitectura puede ser creada en base a estructuras While Loop, Case Structure y un Shift Register. Cada estado de la arquitectura es un caso de la estructura programática Case Structure donde se colocará la codificación que

ejecutará el estado dentro de cada caso. El Shift Register almacena el estado a ser ejecutado en la siguiente interacción del lazo.

2.4.3.1.- Pantalla Principal

Esta pantalla es la que permite presentar las opciones principales del software para facilitar la interacción hombre máquina (Ver Figura 2.39).

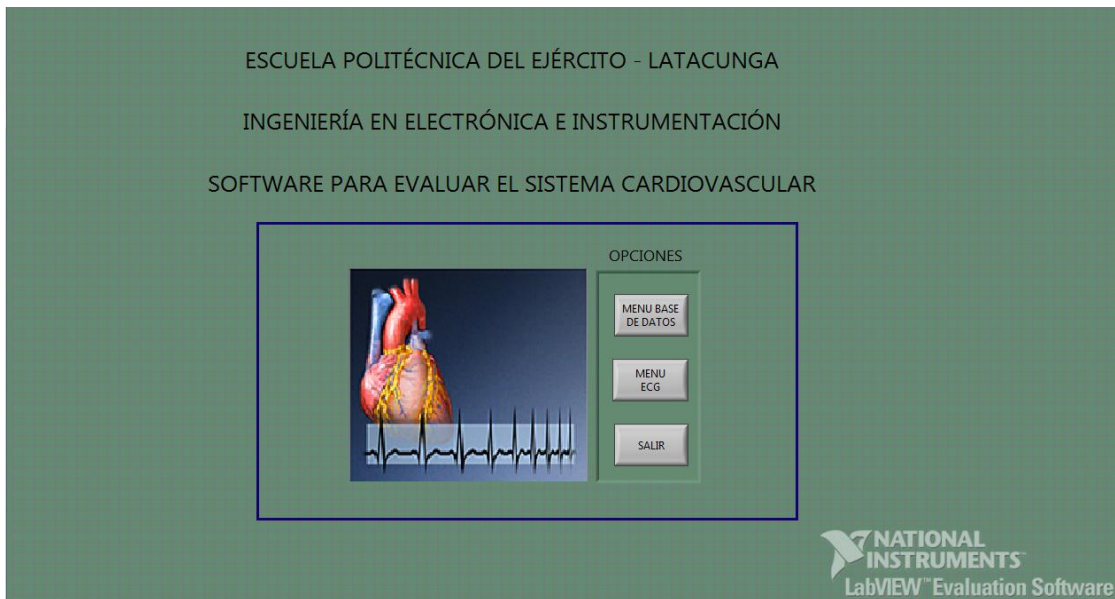


Figura 2.39: Pantalla de presentación

Como se puede observar esta pantalla es muy sencilla y contiene únicamente tres opciones, dos de ellas son para el ingreso a diferentes menús que son: el Menú Base de Datos y el Menú ECG y una opción de Salir.

Para facilitar la comprensión de la programación existente en el Block Diagram se ha creado una tabla con una descripción de los casos que contienen la estructura Case Structure (Ver Tabla 2.5).

Tabla 2.5: Descripción de los estados del VI Presentación o Pantalla Principal

Valor Estado	Nombre del Estado	Descripción	Próximo Estado
-1, Default	Ningún Evento	Monitorea el menú en espera del siguiente estado	Depende del botón presionado. En caso de no haber botón presionado el próximo estado es ningún evento.
1	Menú Base de datos	Contiene el VI que permite la gestión de la base de datos.	Ningún Evento
2	Menú ECG	Permite la recolección de las señales ECG	Ningún Evento
3	Salir	Finaliza la ejecución del VI presentación	Ningún Evento

2.4.3.2.- Pantalla Menú Base de Datos

Es uno de los menús que forman parte del software.

Este menú está diseñado en base a la misma técnica de programación que la pantalla principal, es decir en base a la arquitectura de VI's de estado de máquina.

Contiene una serie de opciones que permiten acceder y proporcionar información trascendental del paciente desde y hacia Labview (Ver Figura 2.40).

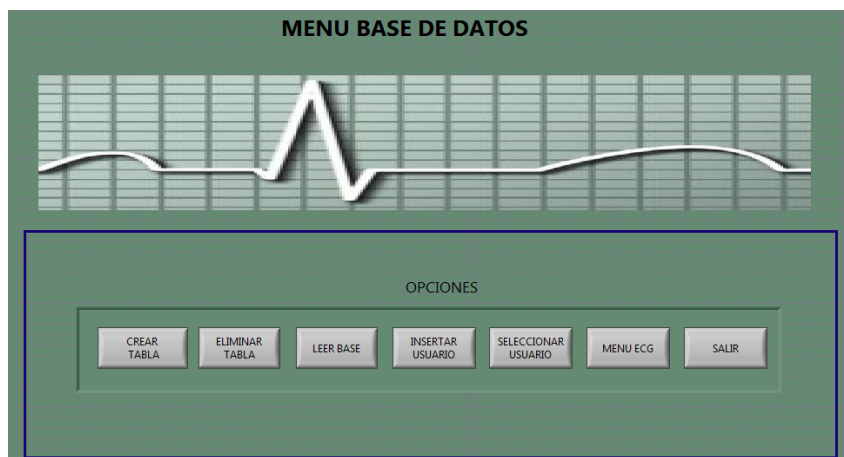


Figura 2.40: Panel frontal del Menú Base de Datos.

De igual forma que en la pantalla principal para facilitar la comprensión del Block Diagramen nuestro programa se ha creado una tabla con una descripción de los casos que deberán programarse en un Case Structure hasta obtener dicho menú (Ver Tabla 2.6).

Tabla 2.6 Descripción de los estados del VI Presentación o Pantalla Principal

Valor Estado	Nombre del Estado	Descripción	Próximo Estado
-1, Default	Ningún Evento	Monitorea el menú en espera del siguiente estado	Depende del botón presionado. En caso de no haber botón presionado el próximo estado es ningún evento.
0	Crear Tabla	Permite crear una tabla dentro de la base de datos y prueba la conexión entre Labview y la base de datos.	Ningún Evento
1	Eliminar tabla	Borra una determinada tabla de la base de datos accedando a través del nombre de la misma.	Ningún Evento
2	Leer datos de tablas	Permite acceder a un archivo compilatorio con los datos de las tablas.	Ningún Evento
3	Menú ECG	Permite cambiarse desde la base de datos al menú ECG	Ningún Evento
4	Salir	Sale de la aplicación	Ningún Evento
5	Insertar datos en la base	Permite ingresar datos importantes del paciente en una determinada tabla.	Ningún Evento

6	Seleccionar datos de la base	Permite escoger datos de una determinada tabla perteneciente a la base.	Ningún Evento
---	------------------------------	---	---------------

2.4.3.2.1.- Programación de las opciones del menú Base de Datos.

Debido a que el menú base de datos tiene múltiples opciones, la programación de sus opciones se ha realizado a partir de subVI's que permiten programar cada una de las opciones del menú.

Para programar dichas opciones se empleó el Database Connectivity Toolkit como medio para conectar el Programa Labview con la base de datos anteriormente creada.

Botón Crear Tabla

Esta opción permite realizar dos tareas, la primera es asignar un nombre a la tabla a ser creada y la segunda es comprobar la conexión del programa Labview con la base comprobando la existencia de la tabla requerida. (Ver Figura 2.41)



Figura 2.41: Panel Frontal de la programación de la opción crear tabla.

Botón Eliminar tabla

Esta opción permite borrar una tabla existente dentro de la base de datos, de tal forma que se coloca el nombre de la tabla a eliminar y al finalizar se

presiona Enter y acontece el evento. La programación de esta opción se da como sigue (Ver Figura 2.42)

:



Figura 2.42: Panel Frontal de la programación de la opción eliminar tabla.

Botón leer base

Esta opción nos permite acceder a un registro que contiene los nombres de las tablas creadas mediante un botón desplegable y a través de él se pueden acceder a los datos de los pacientes que contienen dichas tablas. Su programación fue (Ver Figura 2.43):



Figura 2.43: Panel Frontal de la programación de la opción leer base.

Botón insertar usuario

Esta opción nos permite agregar los datos relevantes para el examen ECG de un paciente en una tabla determinada que es seleccionada por el experto.

Se programa como sigue (Ver Figura 2.44):

INSERTAR DATOS DE UN PACIENTE EN UNA TABLA

Nombre de la tabla
createtable

No Paciente 125

Dirección this is a test.

Nombre this is a test.

IdCed 125

Apellido this is a test.

Teléfono 125

Sexo this is a test.

PatologíaBase this is a test.

Edad 125

Fármacos this is a test.

Compleción this is a test.

Observaciones this is a test.

NATI INSTR

Figura 2.44: Panel Frontal de la programación de la opción insertar datos

Botón seleccionar usuario

Esta opción nos permite seleccionar datos de un paciente de una tabla determinada por el usuario del software o por el experto.

La programación es la siguiente (Ver Figura 2.45):

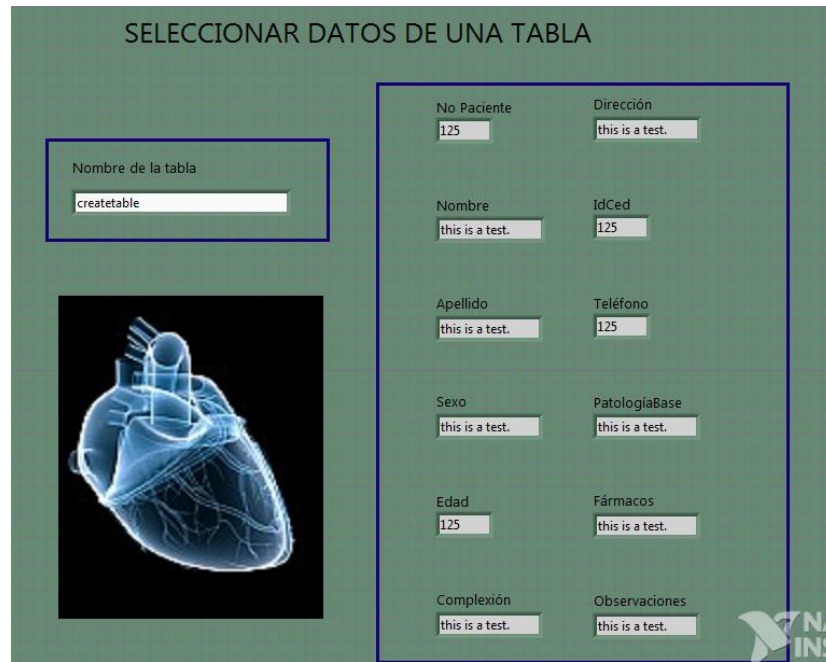


Figura 2.45: Panel Frontal de la programación de la opción seleccionar datos

2.4.3.3.- Pantalla Menú ECG

Esta pantalla es sumamente importante para este proyecto ya que nos permite interactuar con las gráficas obtenidas de la toma del examen ECG, facilitando su visualización, almacenamiento en un archivo específico y la obtención de diferentes datos importantes que resultan de la toma de un ECG y que son vitales para efectuar un diagnóstico.

Este menú permite acceder a los diferentes tipos de derivaciones a través de varios botones específicos para cada uno de los casos, al igual que se programa un evento para abrir archivos siempre y cuando ya existan registros de señales electrocardiográficas.

El acceso a esta pantalla se hace una vez que se ha seleccionado la opción Menú ECG en la pantalla principal, y su programación es prácticamente la misma que para las otras pantallas cambiando únicamente el número de opciones que se tiene para su efecto.

La presentación de esta pantalla es la siguiente (Ver Figura 2.46):



Figura 2.46: Panel Frontal del menú ECG

2.4.3.3.1.- Programación de las opciones del menú ECG.

El menú ECG está compuesto por varias opciones las mismas que han sido programadas aparte y han sido enlazadas como subVÍ's a este menú.

Botón Realizar examen.

Para programar cada uno de los tipos de derivaciones se ha empleado el DAQ Assistant, originando una secuencia de comandos que permite recolectar la información necesaria de las señales obtenidas de las doce derivaciones principales que se obtienen para diagnóstico.

Además es importante tomar en cuenta que para programar todas las derivaciones en una única interfaz se empleó un Tab Control, y cabe recalcar que en cada pantalla de las derivaciones encontramos la frecuencia cardiaca que se obtuvo directamente a través del Tone Measurements y también se obtiene el complejo QRS y un diagnóstico aproximado a través de la frecuencia.

En la práctica electrocardiográfica de rutina, la velocidad del registro del papel es de 25 mm por segundo. Por tanto: 1 mm = 0,04 seg. 5 mm = 0,20 seg.(una división grande entre las líneas gruesas).

Es importante tomar en cuenta que el diagnóstico que se empleó para el software se basó en la frecuencia cardíaca de una persona adulta, ya que la frecuencia cardíaca varía con la edad, situación en el momento de obtener de obtener el ECG y otros factores físicos como la fiebre.

Al nacer es de 130 lpm aproximadamente, aumenta durante el 1º mes de vida hasta 160 lpm. A partir de aquí va disminuyendo con la edad, siendo de unos 100 lpm a los 5 años y de unos 80 lpm a los 10 años.

Las frecuencias cardíacas normales según la edad son las siguientes:
Recién Nacido: 110-150 lpm. 2 años: 85-125 lpm. 4 años: 75-115 lpm. 6 años: 65-100 lpm. >6 años: 60-100 lpm.

La programación de las derivaciones que se presentan en el menú como realizar examen se hace de la siguiente forma (Ver Figura 2.47):

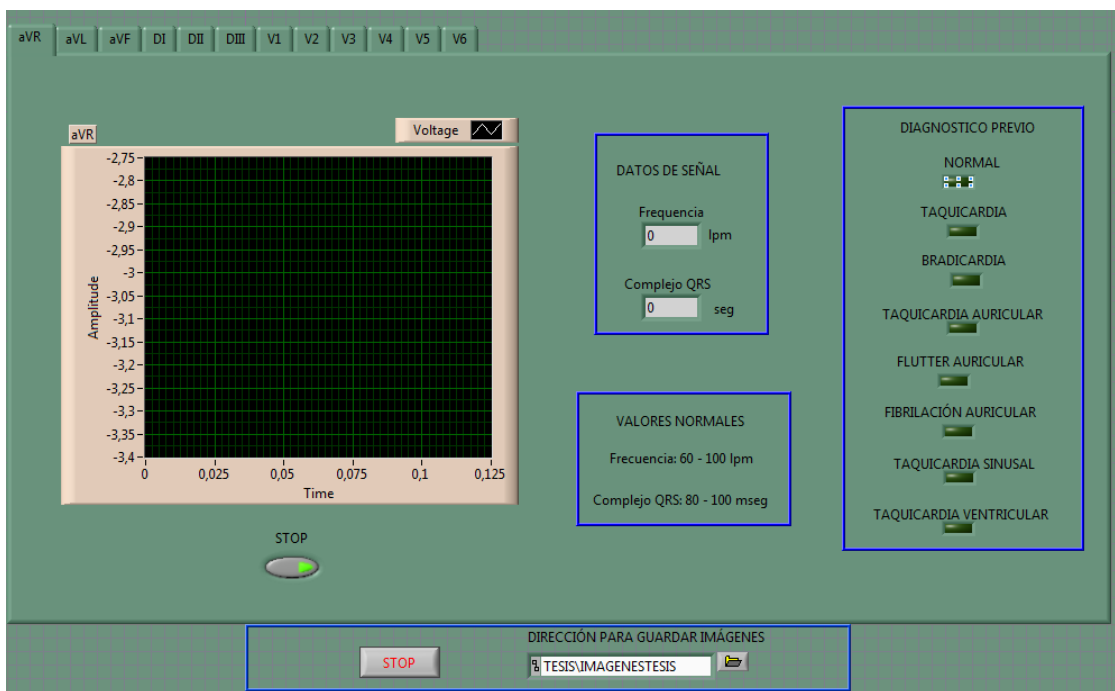


Figura 2.47: Panel Frontal de las Derivaciones

Para realizar la programación de esta pantalla se empleó un tab control, el mismo que permite manejar dentro de una única interfaz varias pantallas, con lo

que se consiguió eliminar el hecho de que se programe un botón para cada uno de los tipos de derivación.

Programación del Diagnóstico previo dentro de cada pantalla de derivaciones:

Es necesario mencionar que dentro de cada uno de los diferentes tipos de derivación se puede visualizar la frecuencia, la misma que variara dependiendo de la edad del individuo al cual se le aplica el examen, además también se presentará un breve diagnóstico con respecto a la frecuencia resultante indicando de entre las enfermedades que han sido resumidas para la presenta aplicación.

El diagnóstico se produce en base a la variación o alteraciones de la frecuencia (ritmo) cardíaca, las mismas que se conocen con el nombre de arritmia cardíaca, ya sea por cambio de sus características o por variaciones inadecuadas de la frecuencia.

En condiciones normales el corazón de una adulto promedio late de forma ordenada y rítmica (ritmo sinusal). La frecuencia cardíaca es variable, y se consideran como valores normales entre 60 y 100 latidos por minuto (lpm).

Sin embargo es normal hallar cifras superiores o inferiores a estos valores, en función de las características del individuo, así como de la situación en que se encuentra (frecuencias bajas en las situaciones de reposo o sueño, especialmente en personas jóvenes o que están entrenadas; frecuencias elevadas en situaciones de ejercicio intenso o tensión emocional). La causa más frecuente de las arritmias es la alteración de las arterias que irrigan el corazón, el mal funcionamiento de las válvulas y la insuficiencia cardíaca. Pero también pueden presentarse sin que exista una anomalía cardíaca, por excesivo consumo de alcohol, cigarrillos u otras drogas, por ejercicio o estrés.

Los síntomas habituales son: palpitaciones (sensación de percibir el propio latido del corazón, mareos, vértigos y desmayos). Estos últimos síntomas se deben a que el corazón puede tener afectada su capacidad de bombear sangre,

por lo que se produce una hipotensión, y estos deben de ser considerados al momento de realizar la toma del examen para mejorar el diagnóstico.

Para elaborar un diagnóstico preliminar es necesario analizar los síntomas: frecuencia de los latidos, si son regulares o irregulares y su duración. El médico debe conocer también si existen mareos, dolor torácico, ahogo, si las palpitaciones se presentan estando en reposo o durante una actividad física excesiva, muchas de las veces con la sola presencia de varios de estos síntomas se puede predecir la existencia de una arritmia y el examen únicamente serviría para valorar el tipo de la misma.

Por eso para diagnosticar el tipo de arritmia es muy importante el uso del electrocardiograma ya que para su estudio es necesario un buen trazo electrocardiográfico. Como ésta suele ser transitoria, es aconsejable hacer un registro extenso de alguna de las derivaciones, generalmente DII o V1. La inspección general de todo el trazado permite observar si existe predominio del ritmo sinusal u otro ritmo diferente (Ver Tabla 2.7).

Tabla 2.7: Parámetros del ritmo sinusal

Frecuencias	60-100 pulsaciones por minuto
Eje de la onda P	entre 15° y +75°
Onda P	Positiva en D1, D2 a aVF - Invertida en Avr

Entre las arritmias consideradas en el diagnóstico tomado en cuenta en el software del presente se encuentran:

Ritmo Normal: se considera una frecuencia entre 50 y 60 lpm hasta los 100 lpm, en el presente caso se ha considerado desde 60 lpm hasta 100 lpm.

Taquicardia: toda arritmia que presente una frecuencia mayor de 100 por minuto

Taquicardia Sinusal: Este ritmo suele ser secundario al ejercicio, fiebre, ansiedad, hipertiroidismo, anemia o fármacos. Los impulsos parten del nodo sinusal a una frecuencia entre 110 y 160 lpm. Se corrige al tratar la causa primaria y sólo en pacientes sintomáticos debe valorarse el tratamiento con betabloqueantes.

Taquicardia Ventricular: Frecuencia cardíaca entre 140 y 220 latidos / minuto. Se encuentra con mayor frecuencia en los cuadros de cardiopatía isquémica (por ejemplo, infarto agudo de miocardio, aneurisma ventricular, angina variante). También puede detectarse taquicardia ventricular en pacientes con intervalos Q-Tc prolongados, con prolapso de la válvula mitral, con trastornos metabólicos, toxicidad iatrogénica y, ocasionalmente, en pacientes sin cardiopatía demostrable

Bradicardia: se considera cuando la frecuencia es menor de 60 por minuto

Flutter Auricular: llamado también aleteo auricular, indica patología cardíaca, problemas pulmonares crónicos o trombo embolismo pulmonar. Los signos observables son aquellos debidos al bajo gasto cardíaco (palidez, sudoración, hipotensión), cuando la frecuencia supera los 250 latidos por minuto. Este trastorno suele presentarse súbitamente y durar durante un período corto, o persistir (muy ocasionalmente) por días o semanas.

Fibrilación Auricular: La despolarización auricular en esta arritmia es totalmente desordenada y por lo tanto el nodo A-V es bombardeado continuamente por impulsos de un ciclo totalmente irregular. La fibrilación auricular puede ser crónica, generalmente asociada a una cardiopatía orgánica por compromiso coronario, enfermedad mitral, hipertensión o tirotoxicosis, o

paroxística observada en síndromes de pre-exitación, tromboembolismo pulmonar, o tirotoxicosis. Se caracteriza por presentar una frecuencia superior a los 200 lpm.

Taquicardia Auricular: La onda P tiene una morfología diferente a la sinusal en el electrocardiograma (ECG), alcanzando frecuencias entre 130 y 200 lpm. En algunos pacientes existe una causa corregible, como la intoxicación digitálica, o es secundaria a una cardiopatía estructural (cor pulmonale).

Botón Abrir Figura.

Esta opción permite abrir imágenes de una carpeta determinada en la cual se hallan guardadas imágenes de un ECG tomado a un paciente, las mismas que fueron guardadas en cada pantalla de las diferentes derivaciones, y mediante la siguiente programación podrán ser revisadas (Ver Figura 2.48).

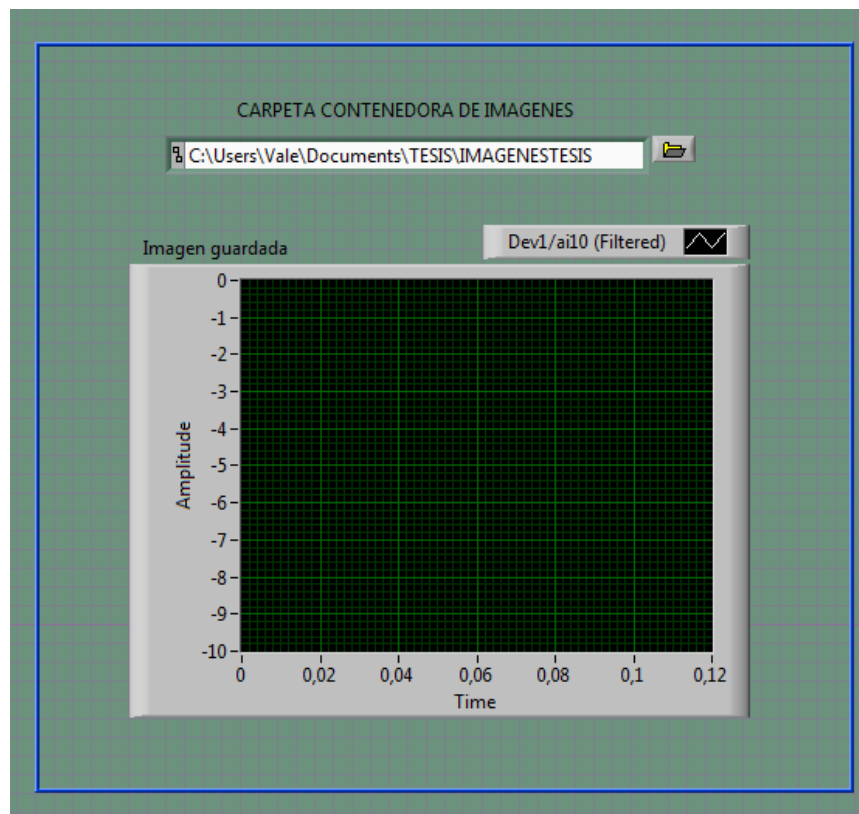


Figura 2.48: Panel Frontal de la pantalla correspondiente al botón abrir imágenes.

2.5.- IMPLEMENTACIÓN FINAL DEL SISTEMA

Para la implementación final del sistema se elaboraron tres placas donde se montaron los elementos.

La primera de las placas contiene los circuitos del aislamiento al paciente, recolección de las señales y extracción de las derivaciones mediante el Triángulo de Einthoven (Ver Figura 2.49):

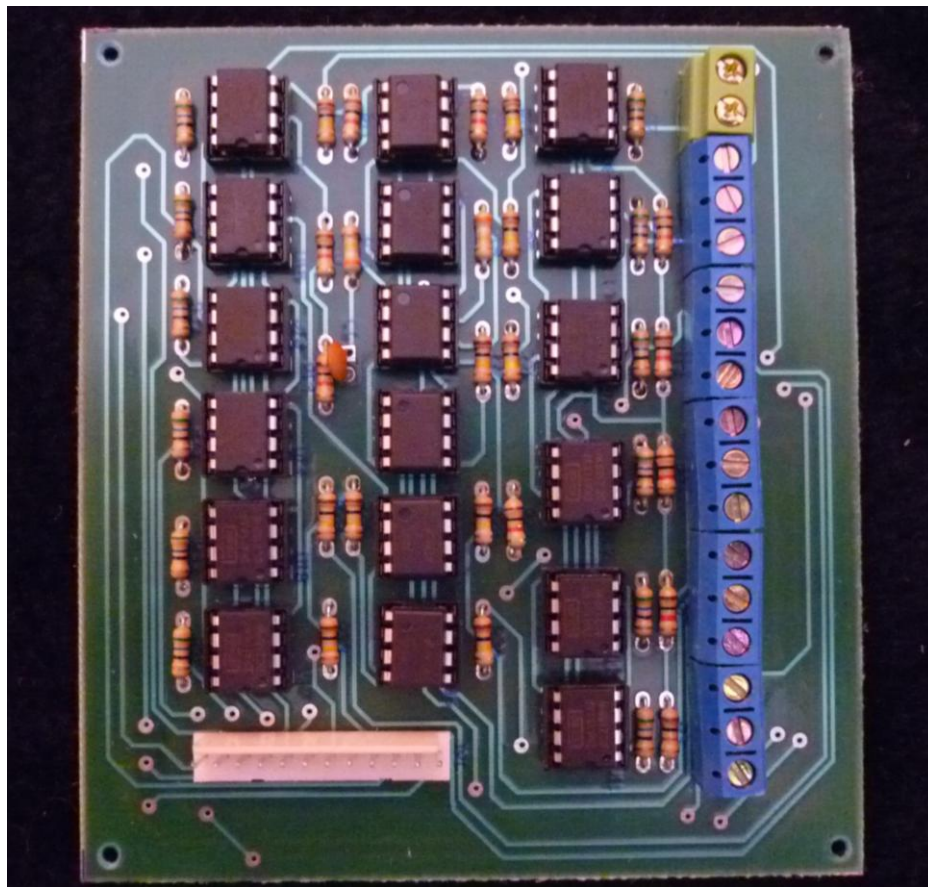


Figura 2.49: Placa principal para recolección de señales y derivaciones.

Las otras dos placas contienen los filtros, que son un total de 12, uno para cada una de las salidas de la placa anterior que representan a todas las derivaciones del equipo.

Cada una de las placas tiene un total de 6 filtros y están diseñados con los mismos elementos (Ver Figura 2.50):

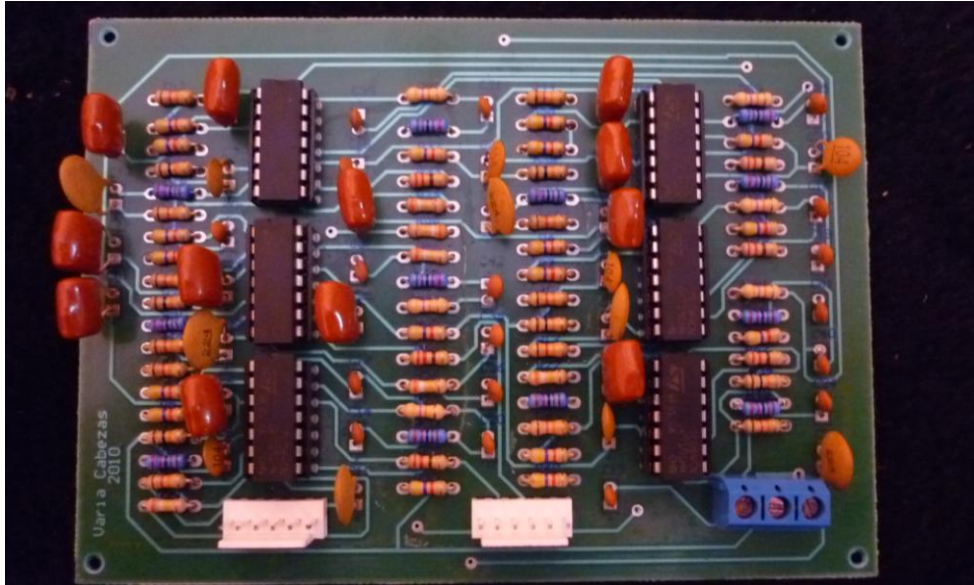


Figura 2.50: Placa correspondiente a los filtros.

Estas placas van unidas entre sí a través de un cable tipo bus que posee los conectores correctos para dicha tarea (Ver Figura 2.51):

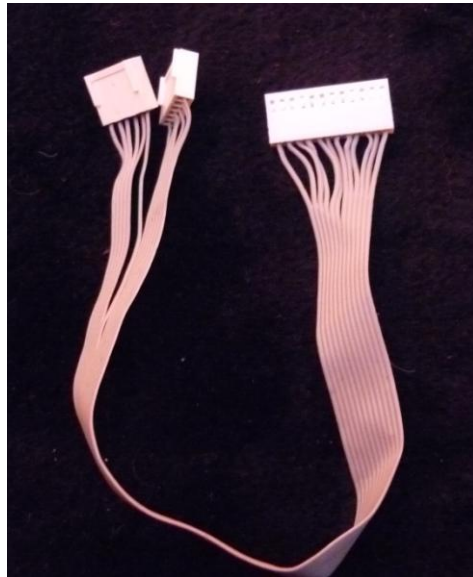


Figura 2.51: Cable tipo bus para interconectar las placas.

Finalmente las placas unidas en el orden determinado para realizar su respectiva actividad y para ubicarse dentro de la caja que contendrá el proyecto queda como sigue (Ver Figura 2.52):

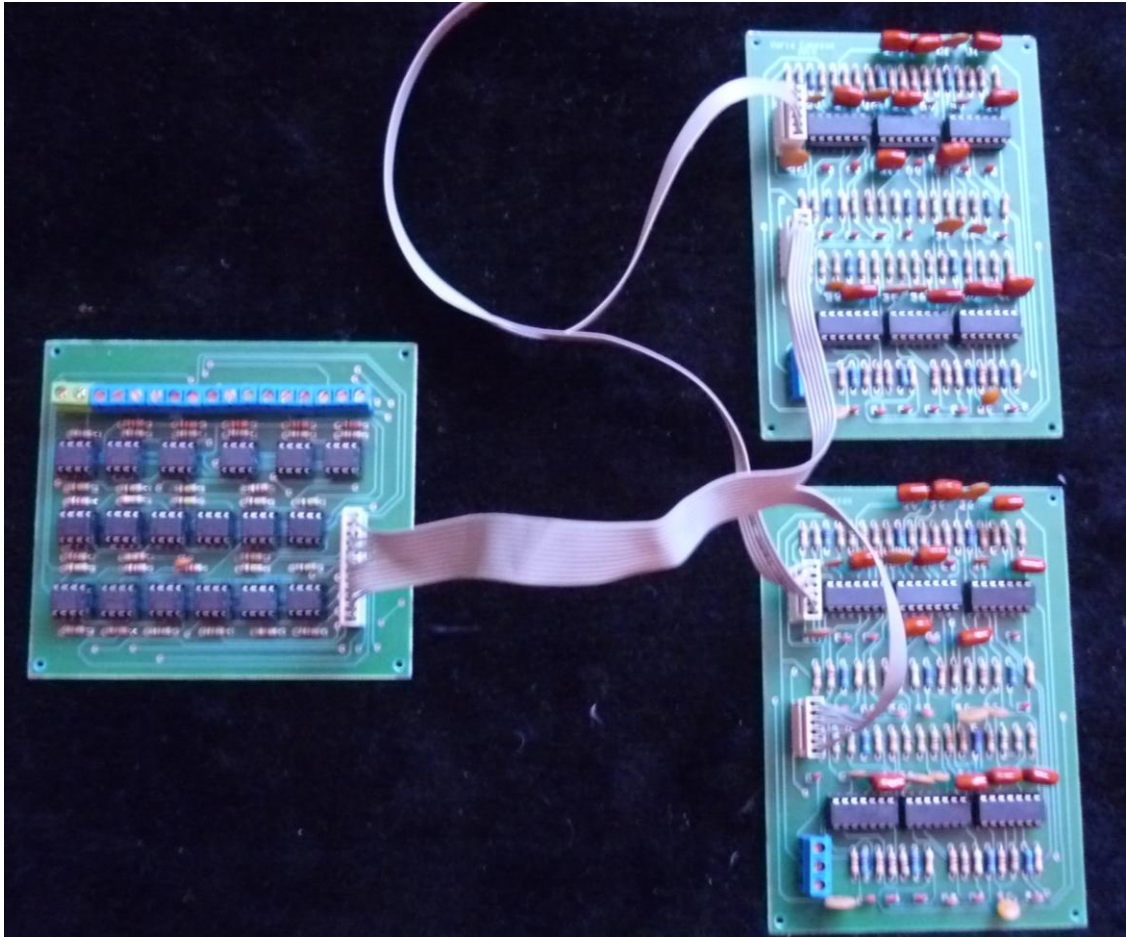


Figura 2.52: Placas unidas mediante cable para montar en la caja.

Luego de realizar las conexiones respectivas como se indico anteriormente se coloca el proyecto dentro de una caja de mica en la cual se hacen perforaciones para poder colocar conectores desde los cuales se podrá manipular el módulo una vez que se hayan conectado internamente los conectores y las placas en el proyecto.

Es necesario colocar etiquetas en la caja y en los conectores para que de esta forma el proyecto sea de fácil manipulación para el usuario.

Así en la parte superior del módulo se ha colocado una etiqueta informativa que contiene el nombre del módulo y los datos de autoría del mismo (Ver Figura 2.53).



Figura 2.53: Vista Superior del Módulo

En la parte posterior se han etiquetado como inputs (entradas) a los sitios donde se colocarán los cables para los electrodos y se ha etiquetado como outputs (salidas) al cable que se dirige con los datos hacia la DAQ (Ver Figura 2.54).

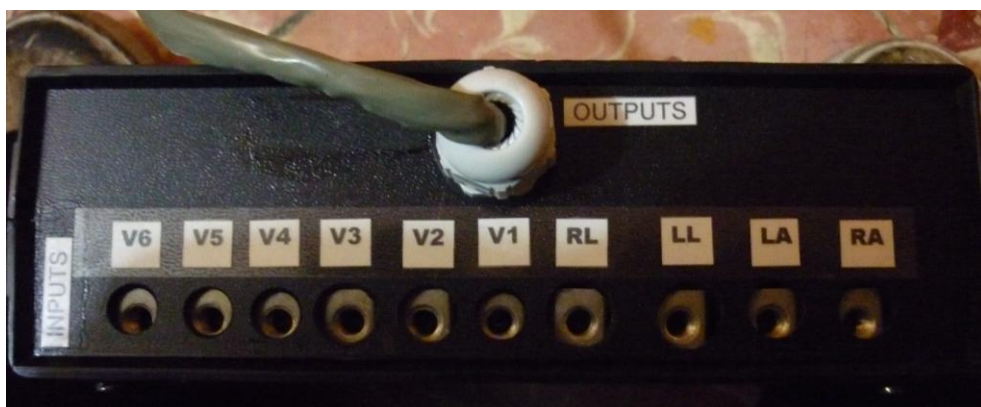


Figura 2.54: Vista posterior del módulo

En la parte frontal del módulo se ha etiquetado como inputs (entradas) a las fuentes de alimentación las mismas que son vitales para el funcionamiento del módulo implementado (Ver Figura 2.55).



Figura 2.55: Vista frontal del módulo

También fue necesario etiquetar cada uno de los cables que se dirigen a la DAQ ya que de no ser así habría sido problemático memorizar el orden de los mismos para conectarlos a la tarjeta (Ver Figura 2.56).

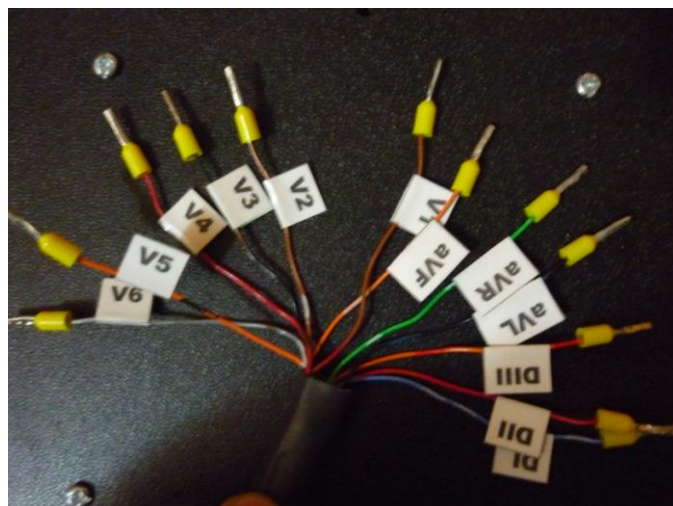


Figura 2.56: Etiquetas del cable que se dirige a la DAQ

En un plano generalizado se puede apreciar a continuación el módulo terminado con todos los cables y etiquetas necesarios para su desempeño (Ver Figura 2.57).

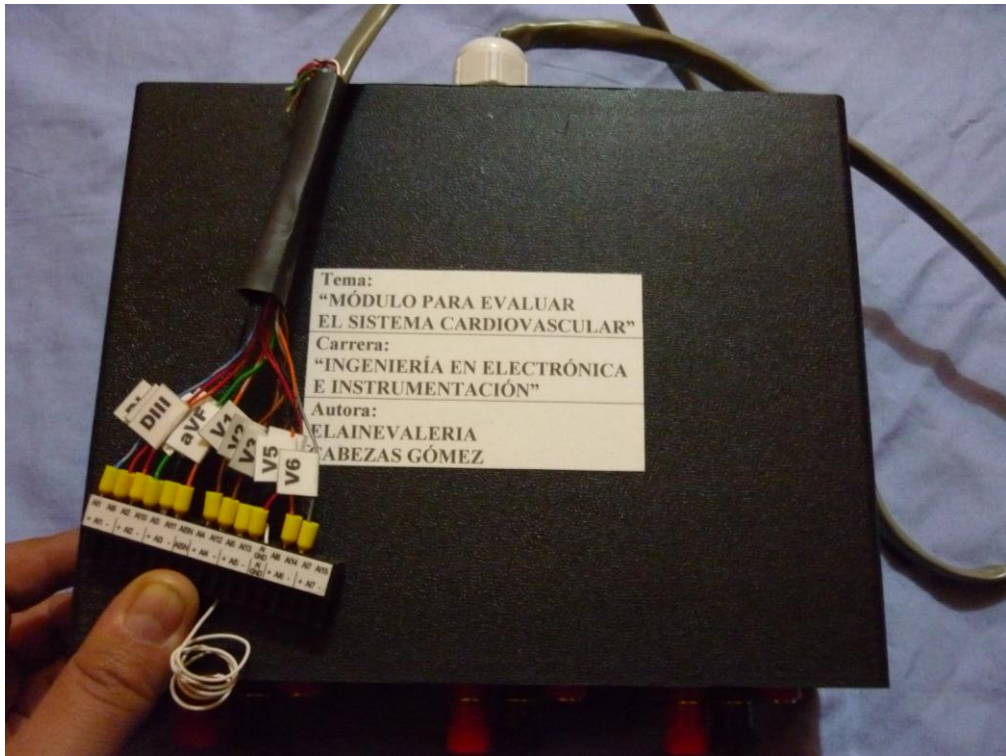


Figura 2.57: Vista general del módulo

III.- CAPÍTULO

PRUEBAS EXPERIMENTALES

3.1.- DESCRIPCIÓN FÍSICA DEL SISTEMA

Físicamente el sistema contiene:

10 electrodos: 4 tipo pinza para los miembros y 6 tipo ventosa para el pecho

10 cables con conector tipo banana normalizados (IEC y AAMI), uno para cada electrodo.

Módulo para evaluar el sistema cardiovascular, el mismo que recoge las señales provenientes de los electrodos.

Una tarjeta de adquisición de datos NI DAQ USB 6210, la misma que se conecta desde el módulo y se dirige a una computadora vía USB para procesar las señales.

Cable usb para tarjeta de adquisición de datos

Un computador con Labview 8.5 el mismo que contiene el software para evaluar el sistema cardiovascular y la base de datos.

Cabe recalcar que adicionalmente se requieren las fuentes de alimentación para el módulo.

3.2.- PRUEBAS EXPERIMENTALES DEL SISTEMA

Es una sección fundamental para asegurarse y demostrar que el equipo funciona como debe de ser. Para eso es vital etiquetar cada entrada y salida de los conectores de las placas con la finalidad de no cometer errores al momento de conectar las fuentes especialmente, pero sin omitir las entradas y salidas provenientes del equipo ya que la disposición de pines depende de la distribución

que se le haya dado dentro de los planos eléctricos que fueron puestos en marcha para realizar las placas.

3.2.1.- PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÓDULO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA.

En estas pruebas se requerirá conocer el funcionamiento del módulo de electrocardiografía, para lo cual se requieren varios pacientes con distintas características a los cuales se les conectará el equipo diseñado para poder apreciar las ondas que se pueden registrar a través del osciloscopio o de la sección de recolección de señales de nuestro software.

También se incluirán tablas con los datos porcentuales específicos de los pacientes a los cuales se le aplicará el examen, y a través del criterio del experto se podrá determinar la precisión teórica que dispone el equipo realizado.

Existen diversas variaciones del examen de ECG, entre las más importantes se encuentran:

3.2.2.1.- Pruebas del módulo realizando un ECG en reposo

Para este procedimiento, el paciente debe desnudarse de la cintura para arriba y se le colocan los electrodos en el tórax, los brazos y las piernas. Los electrodos se conectan al módulo de ECG por medio de cables. Después se pone en marcha la máquina de ECG y se registra la actividad eléctrica del corazón durante aproximadamente un minuto. En este tipo de ECG el paciente permanece acostado.

La información obtenida en un electrocardiograma de reposo puede utilizarse para descubrir diferentes tipos de enfermedad cardíaca. También puede ser de utilidad para averiguar de qué manera el paciente está respondiendo al tratamiento.

Esta prueba permite detectar signos de enfermedad en las arterias coronarias (como en el caso de una angina de pecho o infarto agudo de miocardio). Por desgracia, en muchas personas que sufren un estrechamiento significativo de las arterias, que son las que aportan sangre al músculo cardíaco, el registro del ECG en reposo, es normal. Por consiguiente, cuando se sospecha que hay una reducción significativa del diámetro arterial, puede ser necesario practicar un ECG mientras el paciente está realizando un esfuerzo (prueba de esfuerzo o ergometría), ya que es más probable que con esta prueba que se muestre el problema.

El ECG puede revelar problemas del ritmo cardíaco (arritmias), tales como el enlentecimiento (bradicardia), aceleración (taquicardia) y otras alteraciones del ritmo normal.

3.2.2.2.- Pruebas del módulo realizando un ECG inmediatamente posterior a un esfuerzo.

Se conecta al paciente a una máquina de ECG luego de que ha realizado un tipo de actividad física, esta prueba funciona como una variación al examen de esfuerzo en la que el paciente en lugar de estar acostado, tiene que caminar en una cinta continua o pedalear en una bicicleta estática mientras se registra el ECG, esta variación en la prueba se realizó por el hecho de que es muy complicado emplear el módulo y la computadora con el software para realizar la prueba original. Este examen se hace para evaluar los cambios en el ECG después de una situación de esfuerzo como el ejercicio.

Esta prueba permite comparar los efectos de un mayor esfuerzo sobre el corazón, debido a que se tomarán lecturas de ECG iniciales o "basales" mientras el paciente está sentado, antes de comenzar el ejercicio.

3.2.2.3.- Pruebas del módulo realizando un ECG de señal promediada

Este procedimiento se hace de la misma forma que un ECG en reposo, excepto que la actividad eléctrica del corazón se registra durante un período de tiempo más largo, generalmente 15 ó 20 minutos. El ECG de señal promediada se hace cuando se sospecha una arritmia que no se ve en un ECG en reposo. La señal promedio del ECG aumentó su sensibilidad a la actividad ventricular anormal, denominada "potenciales tardíos".

3.2.3.- PRUEBAS DEL INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Este parámetro permite probar el funcionamiento correcto de la sección de la base de datos del software diseñado para el efecto, comprobando de esta manera como está funcionando y los errores que pueden generarse en el proceso de ejecución del mismo.

Para realizar las pruebas de la base de datos que se encarga de recolectar los datos de los pacientes podemos realizar lo siguiente:

Crear una tabla o varias tablas dentro de nuestra base de datos, las mismas que tendrán un nombre específico que será asignado por el usuario que está almacenando los datos; ya que la sección create table del database connectivity toolkit tiene como default el nombre createtable que se asigna automáticamente en caso de no ser cambiado por el usuario.

Este paso puede ser omitido en los casos en los cuales se desee almacenar datos dentro de una base de datos existente (Ver Figura 3.1).

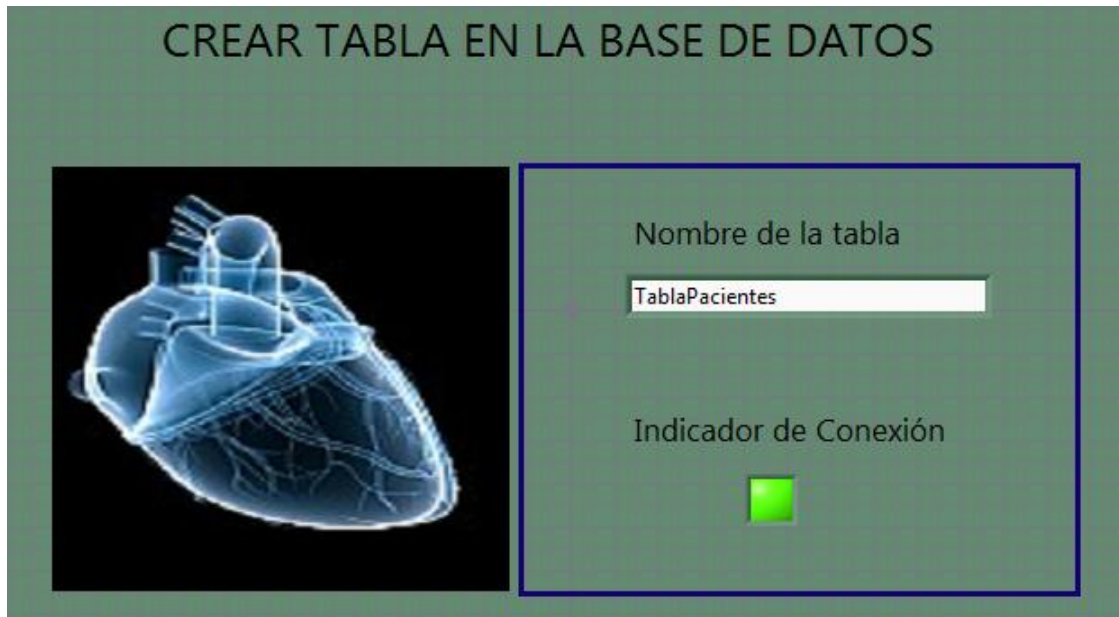


Figura 3.1: Programación en el Panel Frontal de la opción crear tabla.

Para las pruebas se ha creado una tabla con el nombre TablaPacientes y el indicado luminoso indica que se ha efectuado exitosamente la conexión entre el programa y la base de datos existente en Labview, lo que quiere decir que la tabla que ha sido creada ya se encuentra en la base de datos.

Luego en la tabla creada se deben agregar los datos de los pacientes, los mismos que son los básicos que se deben tener para crear un ECG de calidad (Ver Figura 3.2).

INSERTAR DATOS DE UN PACIENTE EN UNA TABLA

Nombre de la tabla

No Paciente	Dirección
<input type="text" value="1"/>	<input type="text" value="Latacunga - La Fae"/>
Nombre	IdCed
<input type="text" value="Miguel"/>	<input type="text" value="503103368"/>
Apellido	Teléfono
<input type="text" value="Chacón"/>	<input type="text" value="2802617"/>
Sexo	PatologíaBase
<input type="text" value="Masculino"/>	<input type="text" value="Ninguna"/>
Edad	Fármacos
<input type="text" value="24"/>	<input type="text" value="Ninguno"/>
Compleción	Observaciones
<input type="text" value="Delgado"/>	<input type="text" value="Ninguna"/>




Figura 3.2: Panel Frontal de la opción Insertar datos de paciente en una tabla

En la base de datos creada se puede apreciar de la siguiente forma la tabla creada con el paciente asignado (Ver Figura 3.3):

NoPaciente	Nombre	Apellido	Sexo	Edad	Compleción	Dirección	IdCed	Teléfono	PatologíaBa	Fármacos
1	Miguel	Chacón	Masculino	24	Normal	Latacunga -La F	503103368	2802617	Ninguna	Ninguno
*										


Figura 3.3: Demostración de la existencia de los datos en la base de datos.

El programa creado para administrar los datos de los pacientes también permite obtener datos de una determinada tabla para esto se accede a la opción seleccionar datos de una tabla y se digita el nombre de la Tabla de la cual se

desean visualizar los datos y se recuperan los datos del último paciente de la tabla en el caso de haber varios pacientes en la tabla o se recuperan los datos del único paciente en la tabla en el caso de tener almacenado un solo paciente por tabla (Ver Figura 3.4).

SELECCIONAR DATOS DE UNA TABLA

Nombre de la tabla



No Paciente	Dirección
<input type="text" value="1"/>	<input type="text" value="Latacunga -La FAE"/>
Nombre	IdCed
<input type="text" value="Miguel"/>	<input type="text" value="503103368"/>
Apellido	Teléfono
<input type="text" value="Chacón"/>	<input type="text" value="2802617"/>
Sexo	PatologíaBase
<input type="text" value="Masculino"/>	<input type="text" value="Ninguna"/>
Edad	Fármacos
<input type="text" value="24"/>	<input type="text" value="Ninguno"/>
Compleción	Observaciones
<input type="text" value="Normal"/>	<input type="text" value="Ninguna"/>

Figura 3.4: Panel Frontal de la opción seleccionar datos de una tabla.

En cambio para recuperar de forma general varios datos de algunas tablas creadas lo que se debe hacer es acceder a la opción obtener datos de datos mediante la que se puede acceder a las tablas creadas a través de un botón desplegable para luego mediante un botón denominado Get Data visualizar los datos de la tabla o tablas en un registro (Ver Figura 3.5).



Figura 3.5: Panel Frontal del Archivo de datos

Una vez obtenidos los datos de una tabla se pueden seguir obteniendo los datos de otras tablas seleccionando los nombres de dichas tablas y presionando Get Data mientras el programa se encuentra corriendo.

3.2.4.- PRUEBAS DEL ALGORITMO DE MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Esta parte del software permite generar un diagnóstico que debe ser el más aproximado a la realidad, para lo cual es necesario calcular un porcentaje de error a través de una relación entre las frecuencias del módulo creado y del patrón que se tomó como base.

$$\% \text{ Error} = \frac{\text{Frec. Módulo} - \text{Frec. Patrón}}{\text{Frec. Módulo}} * 100$$

3.3.- CRITERIOS DE REVISIÓN DEL EXPERTO Y COMPARACIONES CON EL EQUIPO HOLTER AMBULATORIO Y BIOPAC SYSTEMS MP 150.

En esta sección se puede definir cuál es el real desempeño del equipo comparado en un nivel general con un equipo profesional, con lo que se consigue saber cuál sería el desenvolvimiento del equipo creado en un plano verdadero tanto médico como profesional tomando en cuenta tanto la metodología diagnóstica y a la vez la evaluación clínica.

3.4.- RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DEL SISTEMA

Para esto es necesario valorar diferentes condiciones del sistema realizado.

3.4.1.- PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÓDULO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA.

El módulo tiene un óptimo funcionamiento real con el pequeño inconveniente que le afectan ruidos externos al mismo producidos por movimientos del paciente, y todo tipo de frecuencias que le son ajenas que generan interferencias en la red eléctrica.

Pero a pesar de ello el módulo y el equipo en general tienen una muy buena respuesta a las señales que deben adquirirse.

En todos los casos analizados en las pruebas se realizó el examen en una muestra de 10 personas cuyas edades oscilan entre los 20 y 50 años de edad, con variables específicas como sexo y con resultados de frecuencia cardiaca, factor QRS y diagnóstico.

3.4.1.1.- Pruebas del módulo realizando un ECG en reposo

El ECG realizado en un paciente que se encuentra en reposo y en el cual ya se ha reducido la resistencia de la piel mediante un poco de alcohol, arroja los mejores resultados, ya que si el paciente está recostado este minimiza sus movimientos y tensiones, lo que permite reducir ruidos en la toma de imágenes provenientes del mismo.

Las imágenes obtenidas en un paciente escogido al azar son las siguientes (Ver Figuras 3.6, 3.8, 3.10, 3.12, 3.14, 3.16, 3.18, 3.20, 3.22, 3.24, 3.26, 3.28):

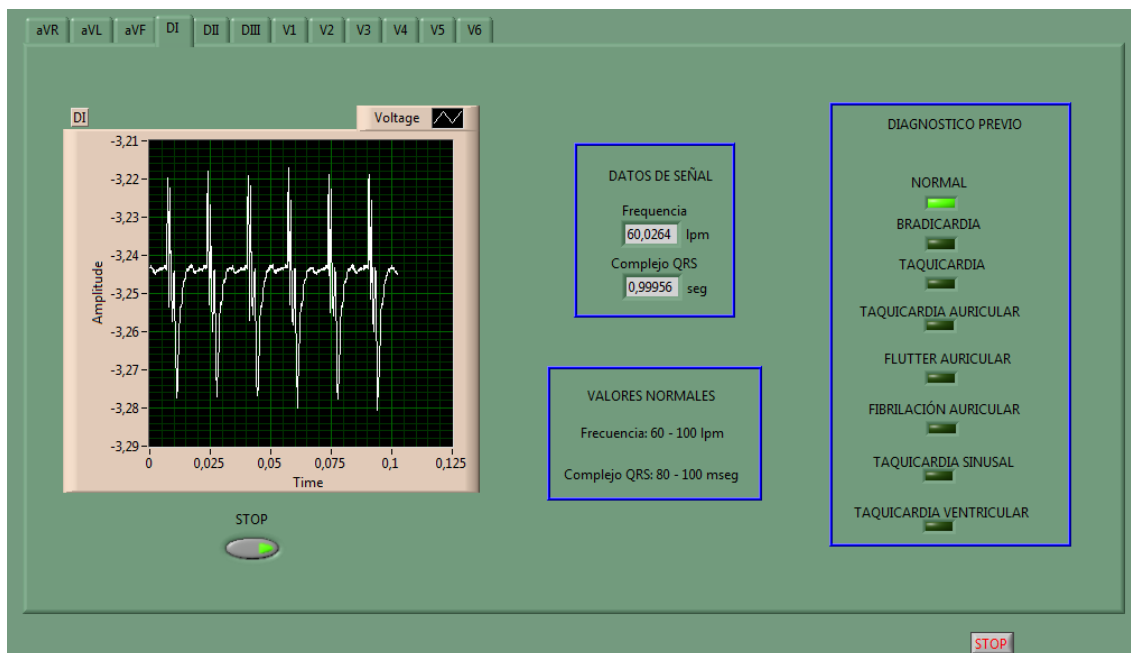


Figura 3.6: DI obtenida en el equipo

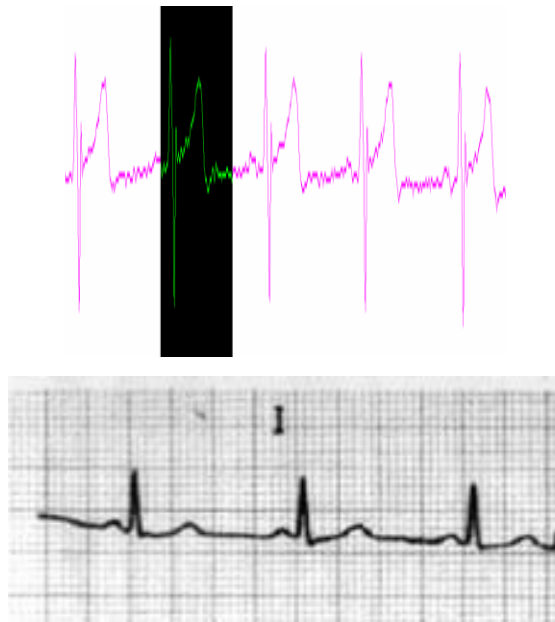


Figura 3.7: DI real

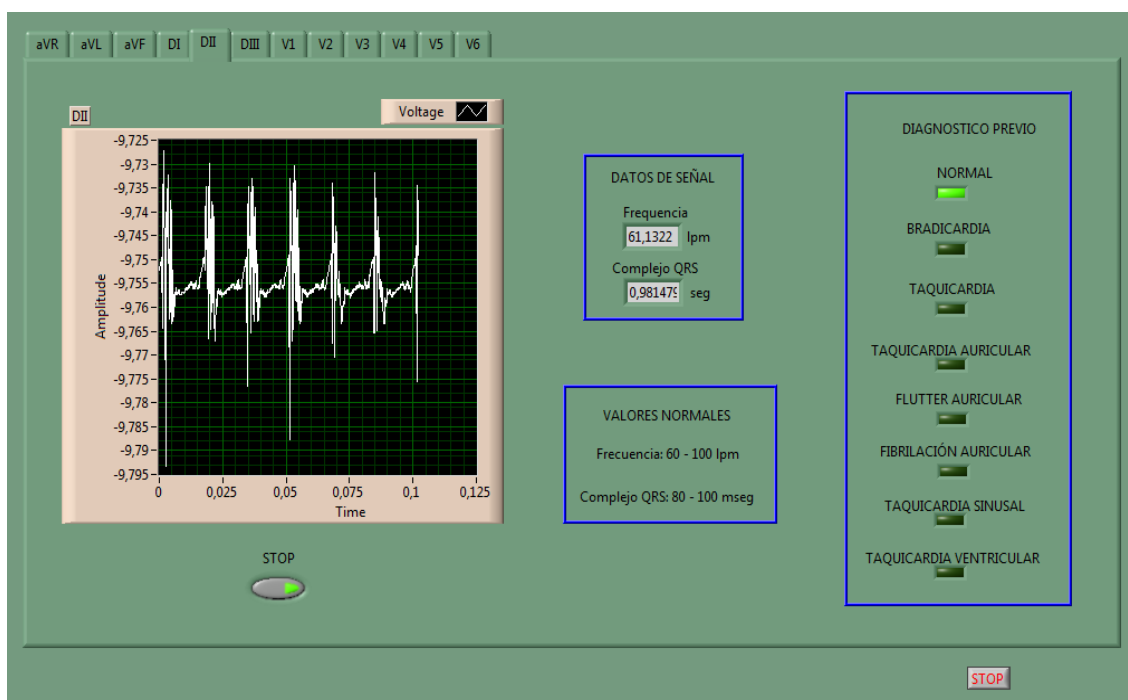


Figura 3.8: DII obtenida en el módulo

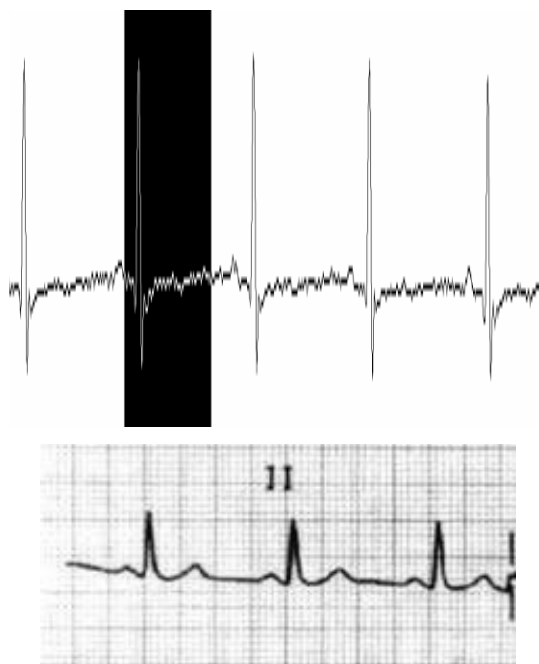


Figura 3.9: DII real

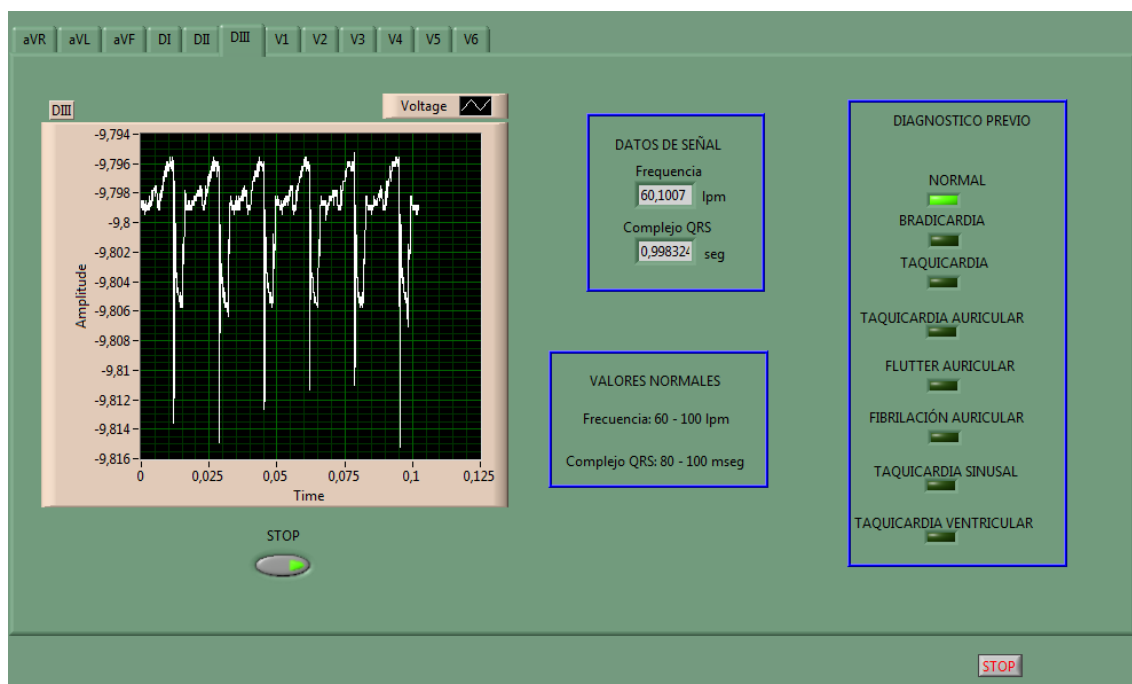


Figura 3.10: DIII obtenido con el equipo

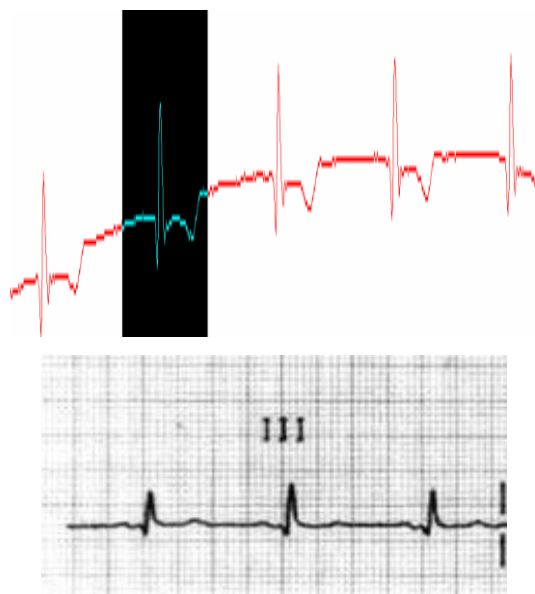


Figura 3.11: DIII real

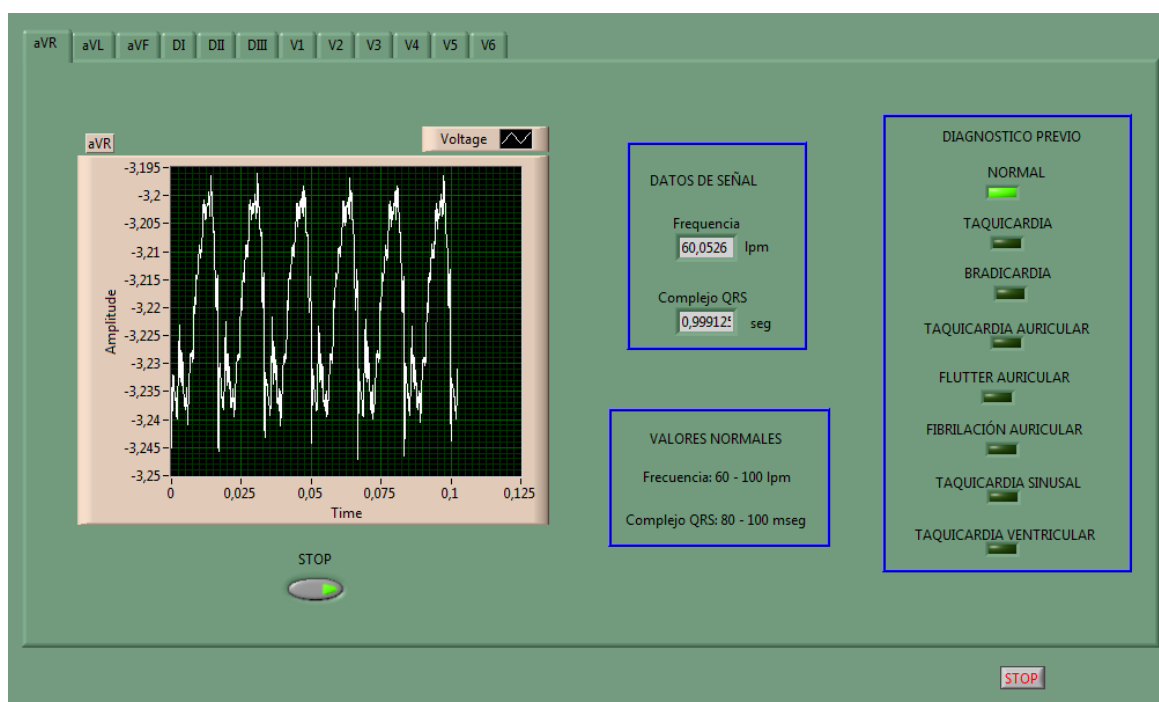


Figura 2: aVR obtenida del módulo



Figura 3.13: aVR Real

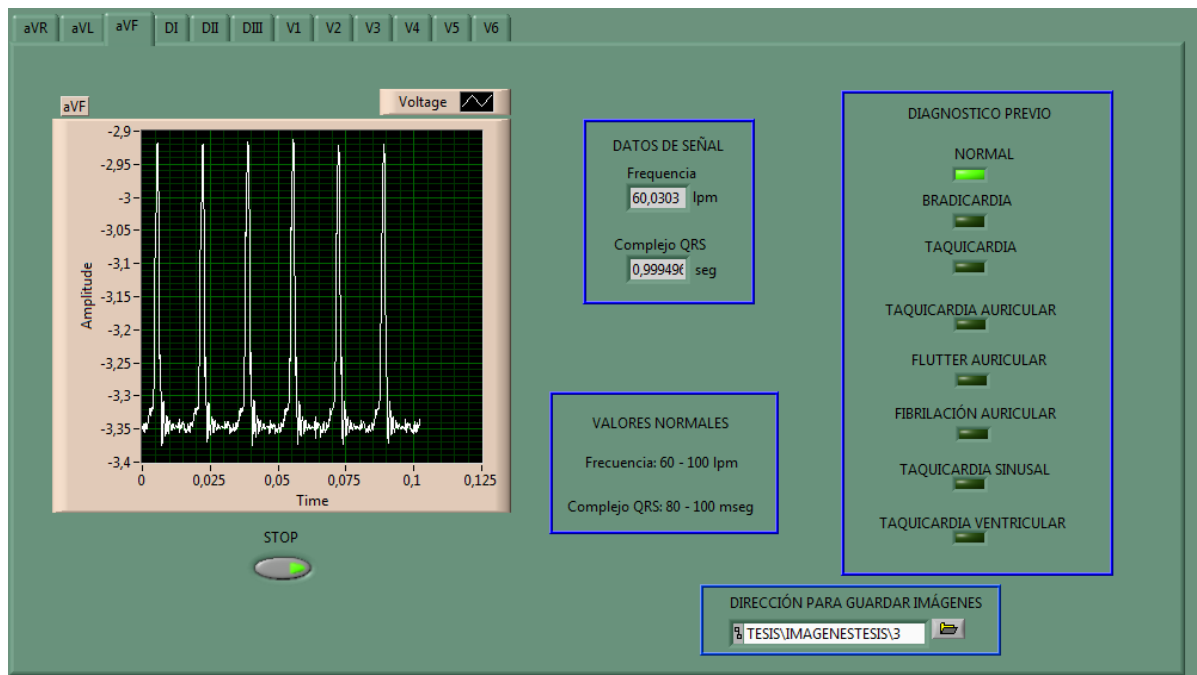


Figura 3.14: aVF obtenido del módulo

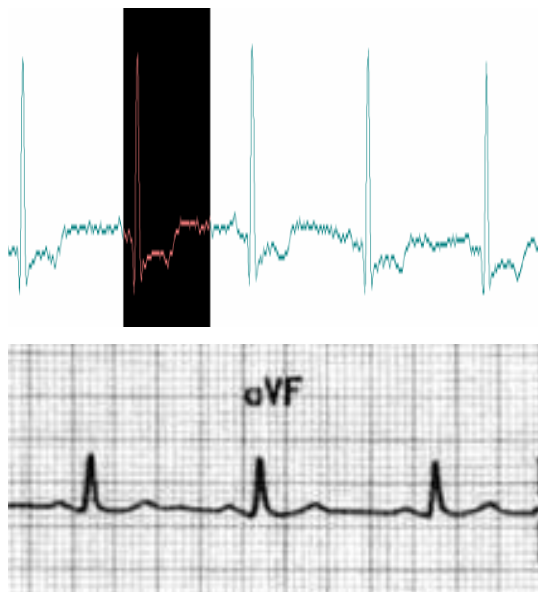


Figura 3.15: aVF Real

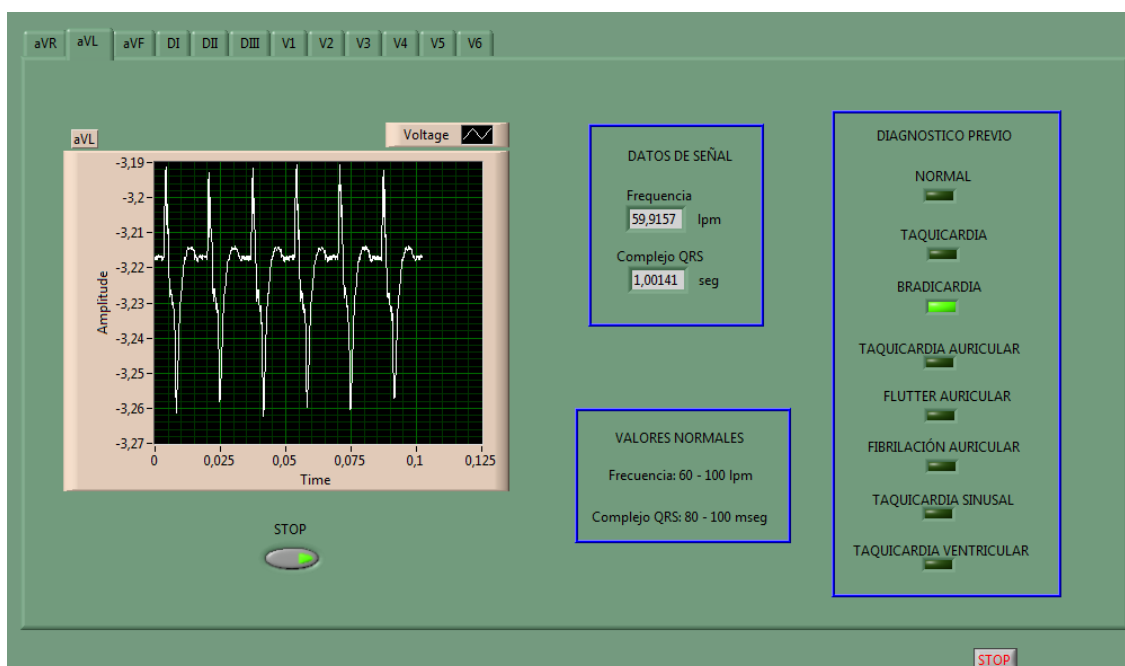


Figura 3.16: aVL obtenida del módulo



Figura 3.17: aVL Real

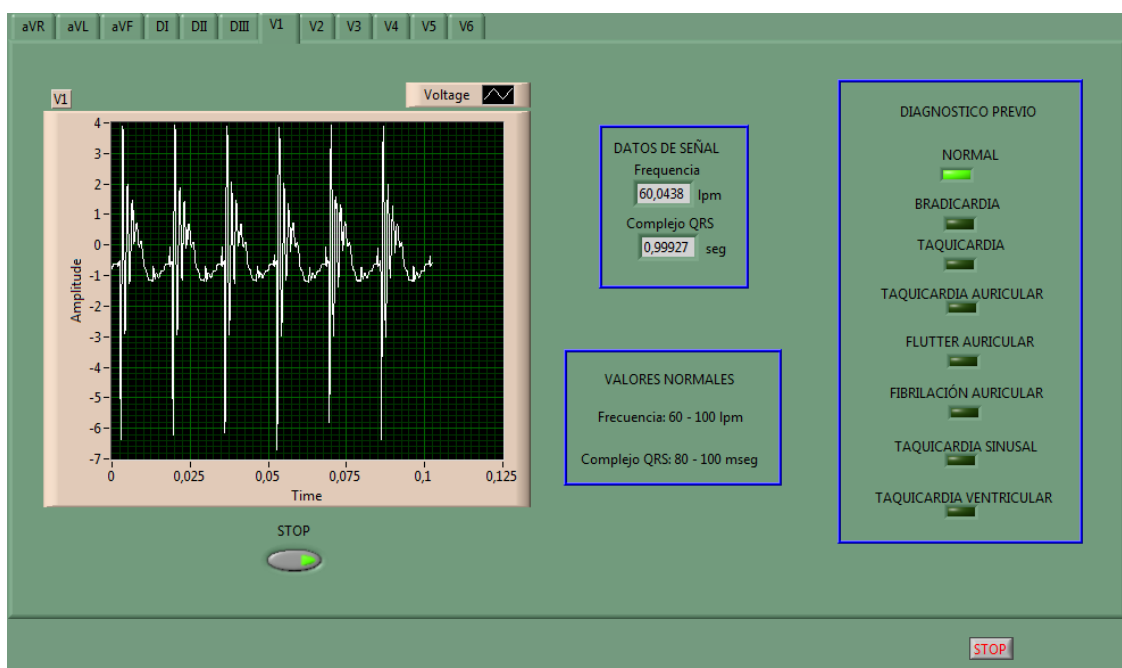


Figura 3.18: V1 obtenido del módulo.



Figura 3.19: V1 real

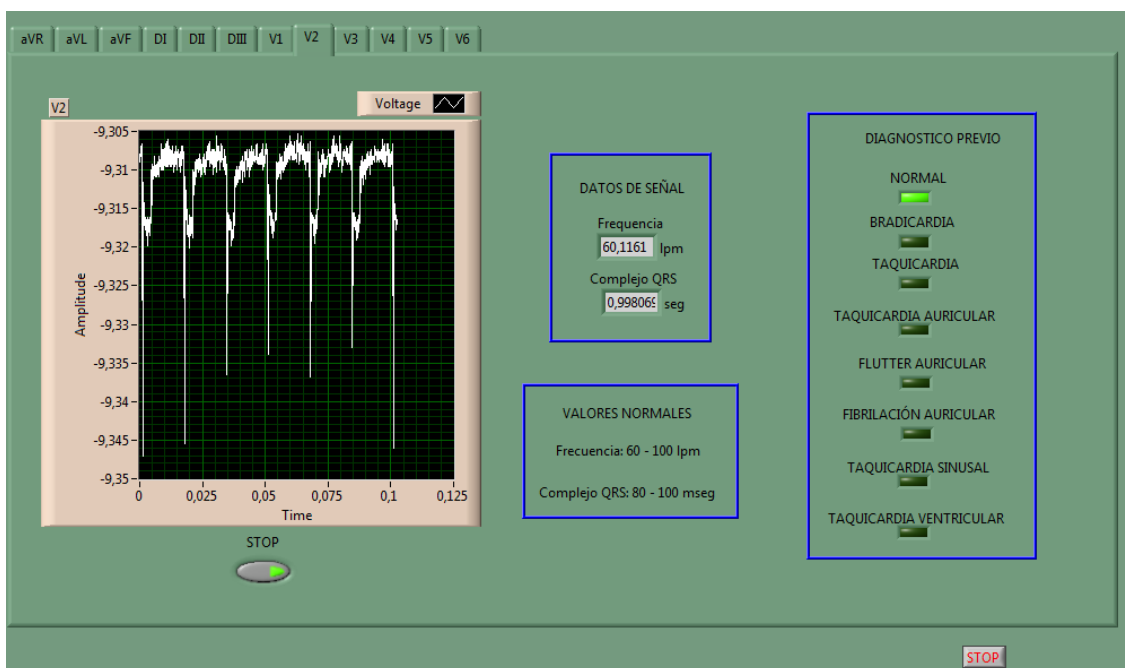


Figura 3.20: V2 obtenido del módulo

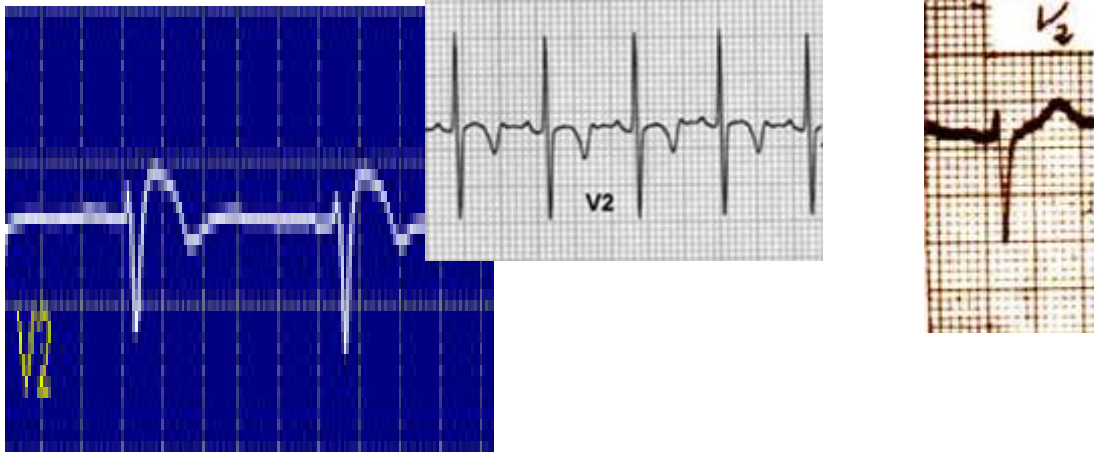


Figura 3.21: V2 real

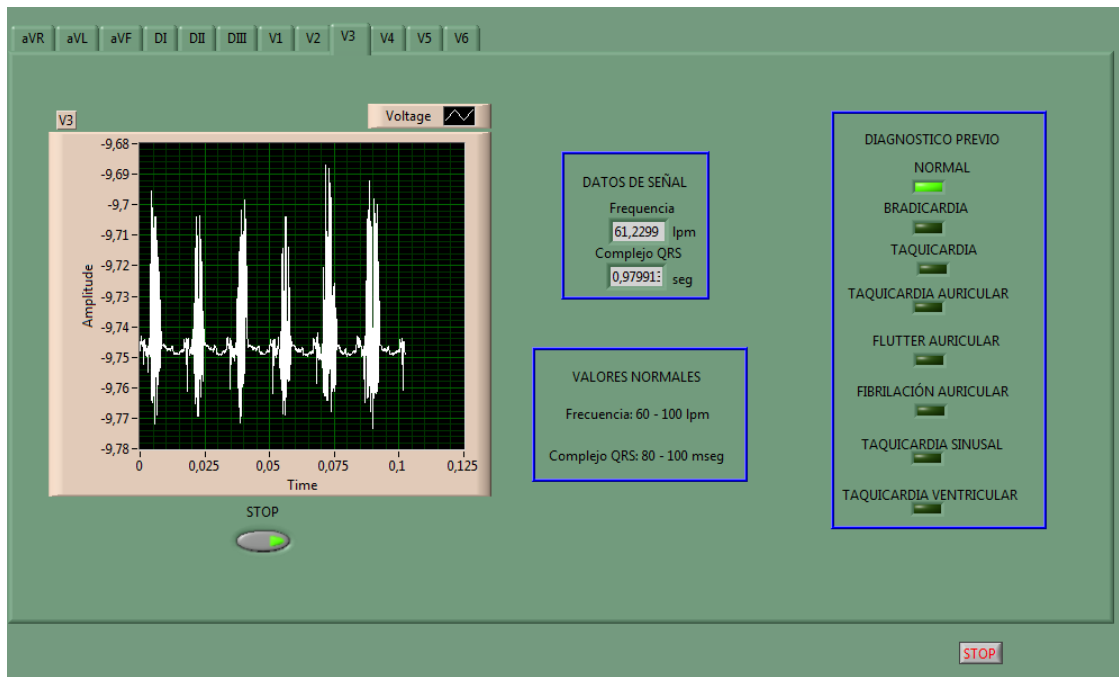


Figura 3.22: V3 obtenido del módulo

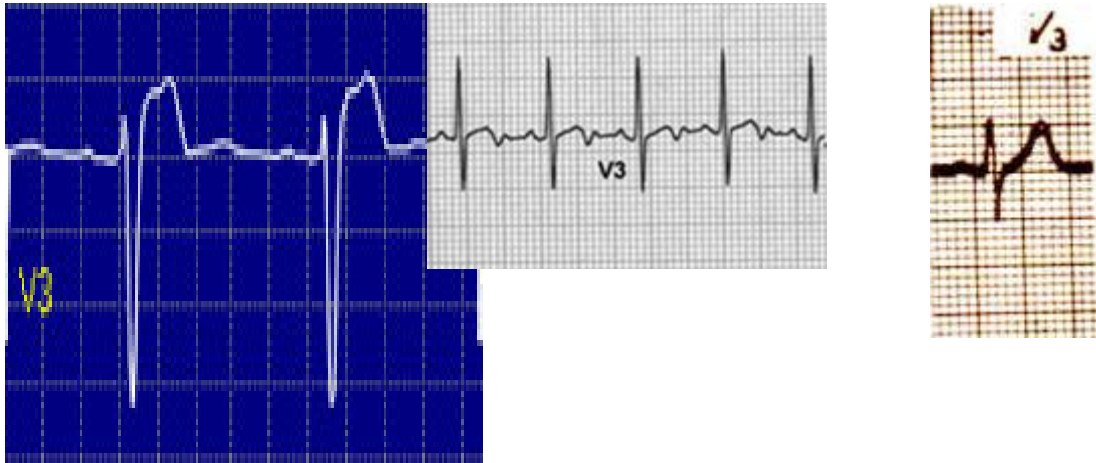


Figura 3.23: V3 real

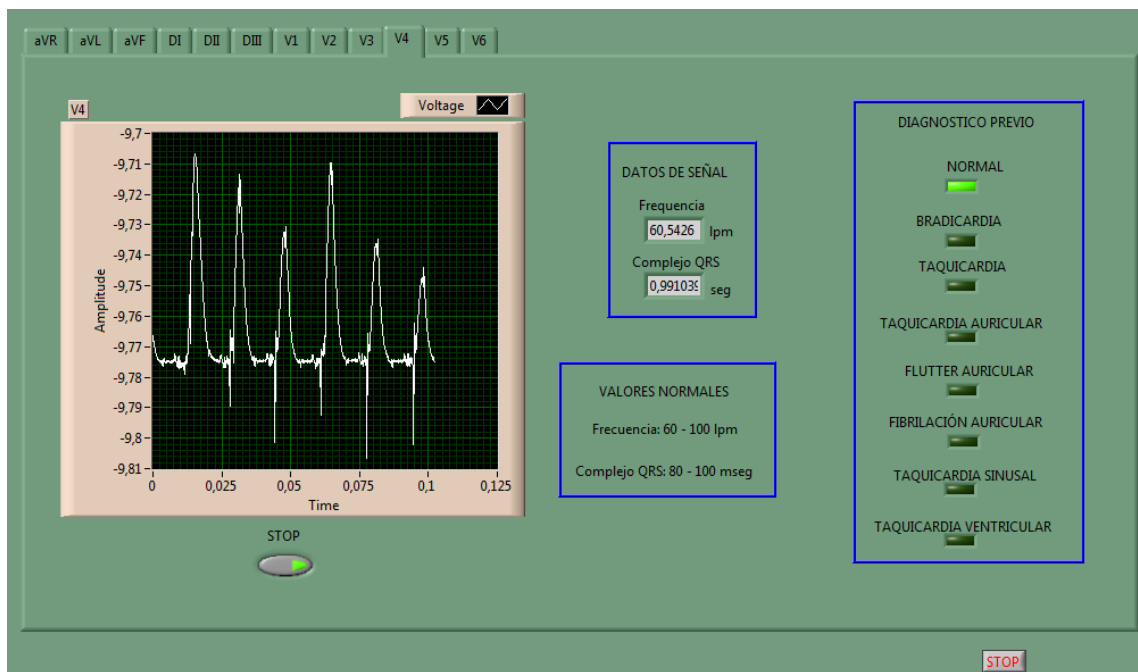


Figura 3.24: V4 obtenida del módulo

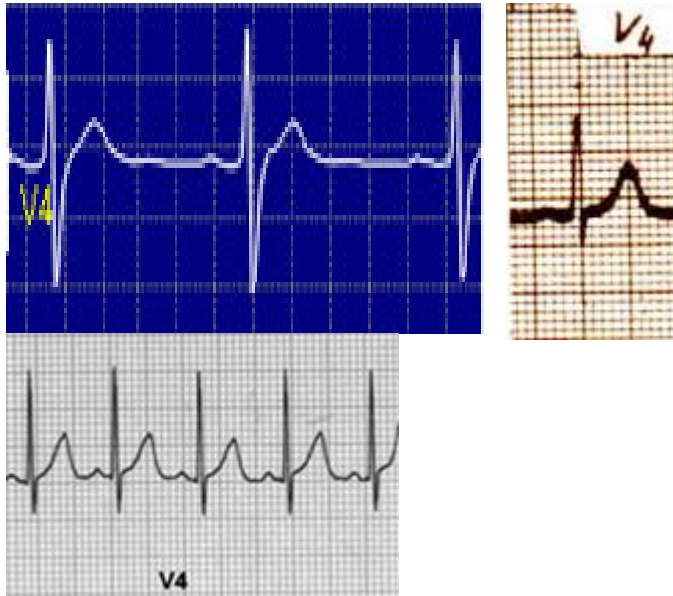


Figura 3.25: V4 real

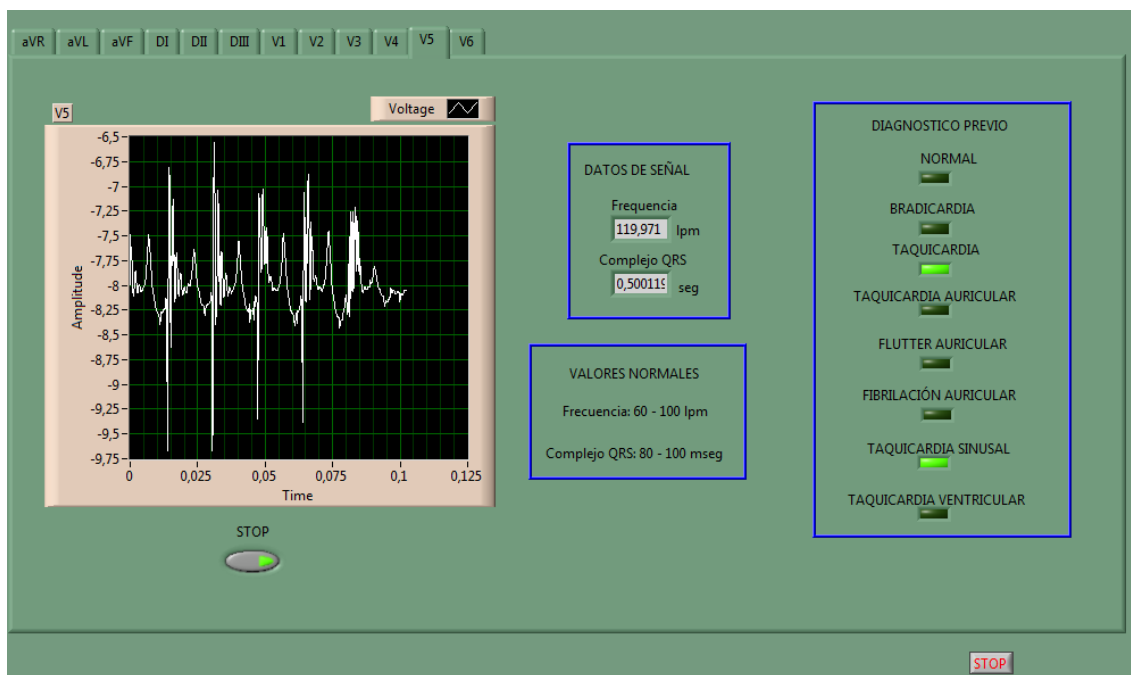


Figura 3.26: V5 obtenida del módulo

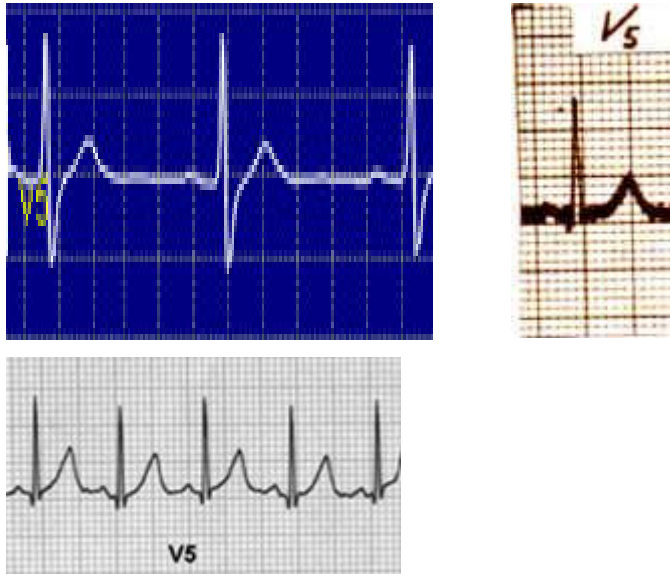


Figura 3.27: V5 real

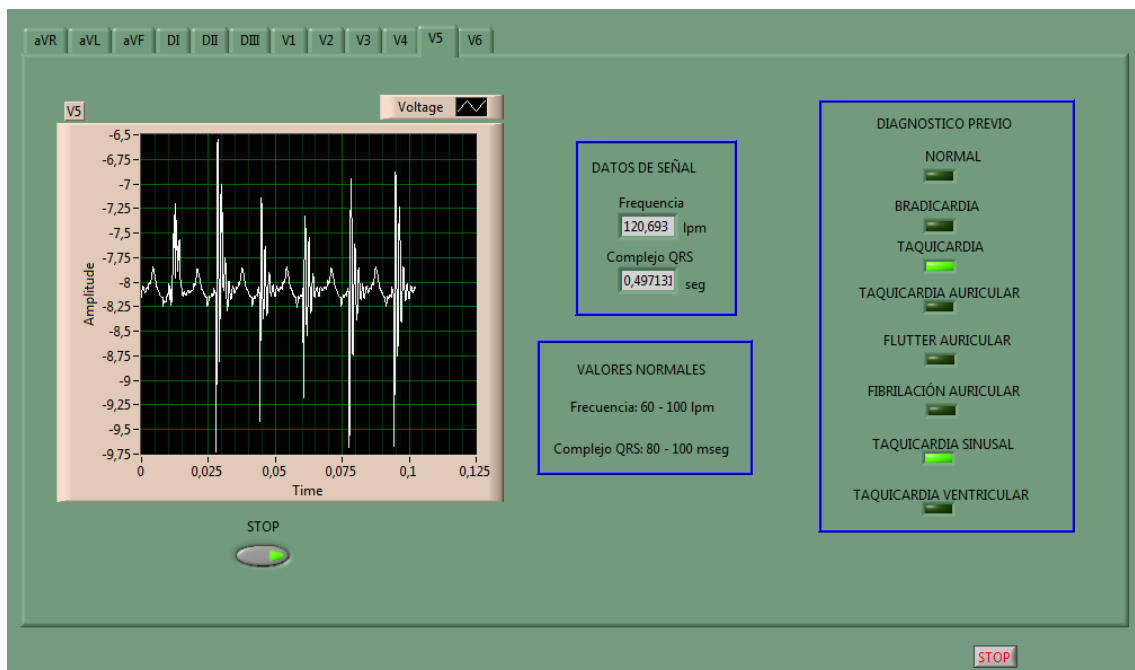


Figura 3.28: V6 obtenida del módulo

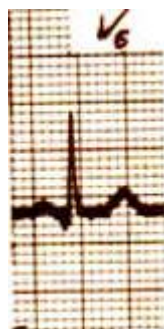
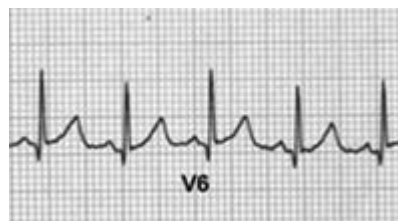
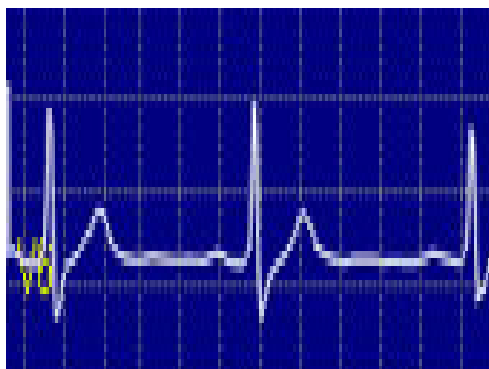


Figura 3.29: V6 real

Las derivaciones precordiales son las más problemáticas, ya que debido a factores externos e internos, se ven afectadas por ruidos que se incorporan provenientes de la respiración, también los ruidos se deben a la calidad de los electrodos escogidos para el efecto y a la localización de los electrodos que muchas veces es la correcta pero no alcanza el grado de precisión adecuado.

Los resultados obtenidos fueron (Ver Tabla 3.1 y Figura 3.30):

Tabla 3.1 Resultados de ECG en reposo.

N°	DATOS DEL PACIENTE			RESULTADOS DEL ECG		
	NOMBRES	SEXO	EDAD	FRECUENCIA CARDIACA	FACTOR QRS	DIAGNÓSTICO
1	Salomé	F	20	71	70	Normal

	Cabezas					
2	Sofía Gómez	F	48	88	75	Normal
3	Valeria Cabezas	F	25	87	90	Normal
4	Rosa Quiroga	F	33	76	70	Normal
5	Mónica Almeida	F	39	64	100	Normal
6	Miguel Chacón	M	25	74	60	Normal
7	Daniel Cerda	M	20	66	85	Normal
8	Santiago Pérez	M	36	64	103	Normal
9	Fabrizio Mullo	M	43	92	70	Normal
10	Luis Medina	M	50	70	70	Normal

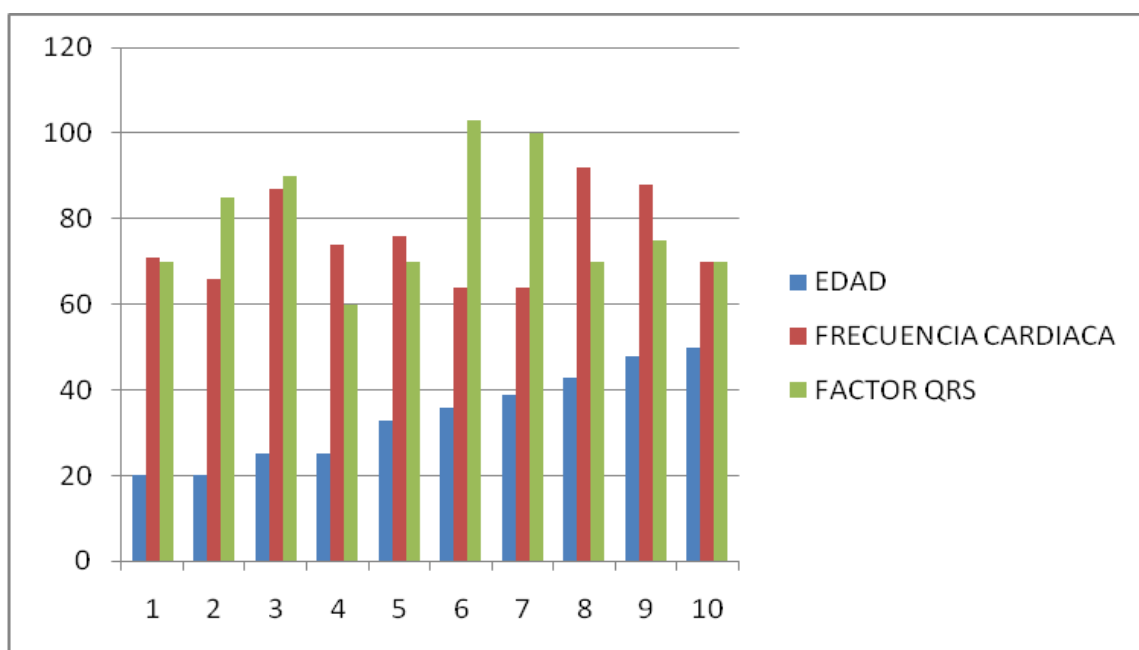


Figura 3.30: Parámetros obtenidos en el ECG en reposo

Para realizar un análisis de las muestras de los datos obtenidos se emplearán las medidas típicamente utilizadas en estos casos como son: media aritmética, mediana, moda, varianza, desviación estándar y coeficiente de variación de cada uno de los datos hallados, de la siguiente forma (Ver Tabla 3.2):

Tabla 3.2 Análisis estadístico de resultados del ECG en reposo.

ANALISIS MUESTREAL	EDAD	FRECUENCIA CARDIACA	FACTOR QRS
Media Aritmética	33.9	75.2	79.3
Mediana	34.5	72.5	72.5
Moda	20	64	70
Varianza	124,1	107,51	208,23
Desviación Estándar	11,14	10,36	14,43

Al evaluar los datos obtenidos en los parámetros estadísticos de la median, moda y media aritmética se pueden agregar que tienen valores inclinados a una tendencia central, lo que significa que los valores tienden a localizarse en un punto medio de acuerdo a los datos obtenidos.

3.4.1.2.- Pruebas del módulo realizando un ECG de esfuerzo, o prueba de esfuerzo.

Esta prueba satisfizo los resultados esperados ya que en un paciente que recién había hecho una actividad física, en el software desarrollado los leds que ubican a enfermedades provenientes de frecuencias elevadas con relación a la normal permanecen encendidos dependiendo del nivel de frecuencia detectado y en un lapso de 20 segundos a 2 minutos se estabilizan en el rango de la frecuencia normal dependiendo del paciente y de sus características, con lo que se demuestra que el corazón tiene un gran poder de estabilización y de recuperación tras una actividad física más elevada con respecto a la normal, siempre y cuando no presente ningún tipo de cardiopatía (Ver Tabla 3.3 y Figura 3.31).

Tabla 3.3: Resultados de ECG de esfuerzo

N °	DATOS DEL PACIENTE			RESULTADOS DEL ECG INICIAL			RESULTADOS DEL ECG FINAL			DIAG FINAL
	NOM	S	E	FRE	QR	DIAG	FRE	QRS	DIAG	

					S					
1	Salomé Cabezas	F	20	122	110	Taq. sinusal	71	70	Nor.	Rec. Total
2	Sofía Gómez	F	48	120	102	Taq. sinusal	88	75	Nor.	Rec. Total
3	Valeria Cabezas	F	25	139	120	Taq. auricular	87	90	Nor.	Rec. Total
4	Rosa Quiroga	F	33	129	118	Taq. sinusal	76	70	Nor.	Rec. Total
5	Mónica Almeida	F	39	112	139	Taq. sinusal	64	100	Nor.	Rec. Total
6	Miguel Chacón	M	25	105	91	Taq.	74	60	Nor.	Rec. Total
7	Daniel Cerde	M	20	124	141	Taq. sinusal	66	85	Nor.	Rec. Total
8	Santiago Pérez	M	36	119	146	Taq. sinusal	64	103	Nor.	Rec. Total
9	Fabricio Mullo	M	43	121	102	Taq. sinusal	92	70	Nor.	Rec. Total
1 0	Luis Medina	M	50	119	114	Taq. sinusal	70	70	Nor.	Rec. Total

Las abreviaturas empleadas en la Tabla anterior es la siguiente:

NOM = NOMBRE

S = SEXO

E = EDAD

FRE = FRECUENCIA CARDIACA

DIAG = DIAGNÓSTICO

QRS = FACTOR QRS

DIAG FINAL = DIAGNÓSTICO FINAL

Taq. Sinusal = Taquicardia Sinusal

Nor. = Normal

Rec. Total = Recuperación Total

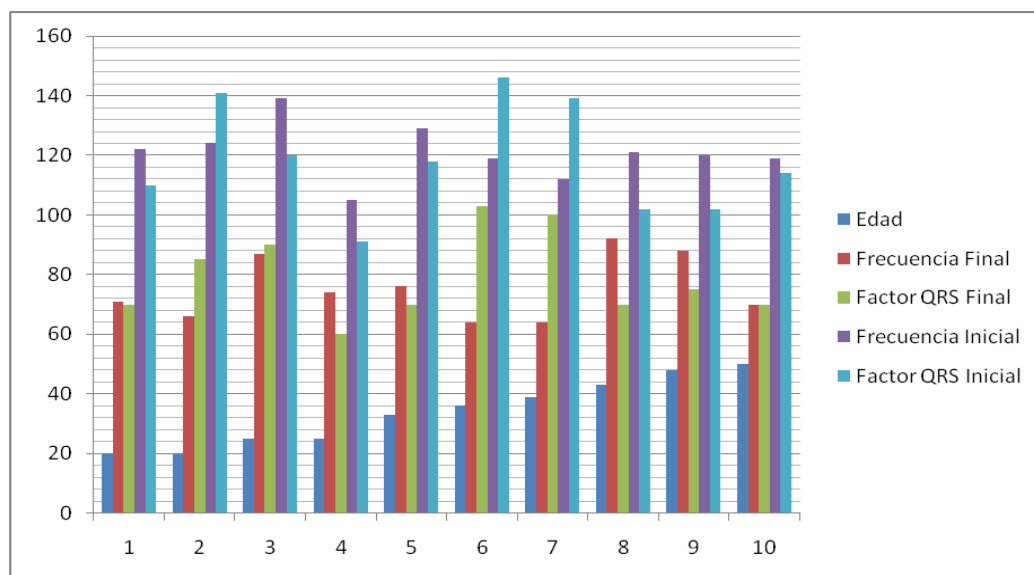


Figura 3.31: Parámetros obtenidos en el ECG de esfuerzo

Para realizar un análisis de las muestras de los datos obtenidos se emplearán las medidas típicamente utilizadas en estos casos como son: media aritmética, mediana, moda, varianza, desviación estándar y coeficiente de variación de cada uno de los datos hallados, de la siguiente forma (Ver Tabla 3.4):

Tabla 3.4: Análisis estadístico de un ECG de esfuerzo.

ANÁLISIS MUESTREAL	FRECUENCIA INICIAL			FRECUENCIA FINAL		
	EDAD	FRECUENCIA CARDIACA	FACTOR QRS	EDAD	FRECUENCIA CARDIACA	FACTOR QRS
Media Aritmética	33.9	121	118.3	33.9	75.2	79.3
Mediana	34.5	120.5	116	34.5	72.5	72.5
Moda	20	119	102	20	64	70
Varianza	124,1	82,67	342,01	124,1	107,51	208,23
Desviación Estándar	11,14	9,09	18,49	11,14	10,36	14,43

Al evaluar los datos obtenidos en los parámetros estadísticos de la mediana, moda y media aritmética se pueden agregar que tienen valores inclinados a una tendencia central, lo que significa que todos los valores giran en torno a un valor único central.

3.4.1.3.- Pruebas del módulo realizando un ECG de señal promediada

Como se manifestó esta prueba se elabora para pacientes en los cuales se estima que tienen algún tipo de arritmia detectable especialmente en las derivaciones precordiales, pero que con una única toma de ECG es imposible su detección. Estas pruebas arrojan también resultados deseados ya que tras realizar mínimo 3 pruebas por un lapso de unos 10 a 15 minutos de la derivación sospechosa (frecuentemente de V4), se pueden imprimir los resultados y visualizar los cambios que se presentan en dicha Figura, con lo que de esta forma ya se pueden asegurar la presencia o no de algún tipo de arritmia (Ver Tabla 3.5 y Figura 3.32).

Tabla 3.5: Resultados de ECG de señal promediada.

N°	DATOS DEL PACIENTE			RESULTADOS DEL ECG INICIAL			RESULTADOS DEL ECG A LOS 10 MINUTOS			RESULTADOS DEL ECG A LOS 20 MINUTOS			D.F
	NOM	S	E	FRE	Q R S	DI.	FRE	Q R S	DI.	FRE	Q R S	DI.	
1	Salomé Cabezas	F	20	71	70	Nor.	71	70	Nor.	71	70	Nor.	N.V.
2	Sofía Gómez	F	48	88	75	Nor.	88	75	Nor.	88	75	Nor.	N.V.
3	Valeria Cabezas	F	25	87	90	Nor.	85	89	Nor.	89	91	Nor.	V.T.
4	Rosa Quiroga	F	33	76	70	Nor.	76	70	Nor.	76	70	Nor.	N.V.
5	Mónica Almeida	F	39	64	100	Nor.	64	100	Nor.	64	100	Nor.	N.V.
6	Miguel	M	25	74	60	Nor.	74	60	Nor.	74	60	Nor.	N.V.

	Chacón												
7	Daniel Cerda	M	20	66	85	Nor.	66	85	Nor.	66	85	Nor.	N.V.
8	Santiago Pérez	M	36	64	103	Nor.	64	103	Nor.	64	103	Nor.	N.V.
9	Fabricio Mullo	M	43	92	70	Nor.	96	72	Nor.	92	70	Nor.	L.V.
10	Luis Medina	M	50	70	70	Nor.	70	70	Nor.	70	70	Nor.	N.V.

Las abreviaturas empleadas en la tabla anterior son:

NOM = NOMBRE

S = SEXO

E = EDAD

FRE = FRECUENCIA CARDIACA

DI. = DIAGNÓSTICO

QRS = FACTOR QRS

D. F = DIAGNÓSTICO FINAL

Nor. = Normal

N.V. = No existe variación

L.V. = Leve Variación

V.T. = Variación Total

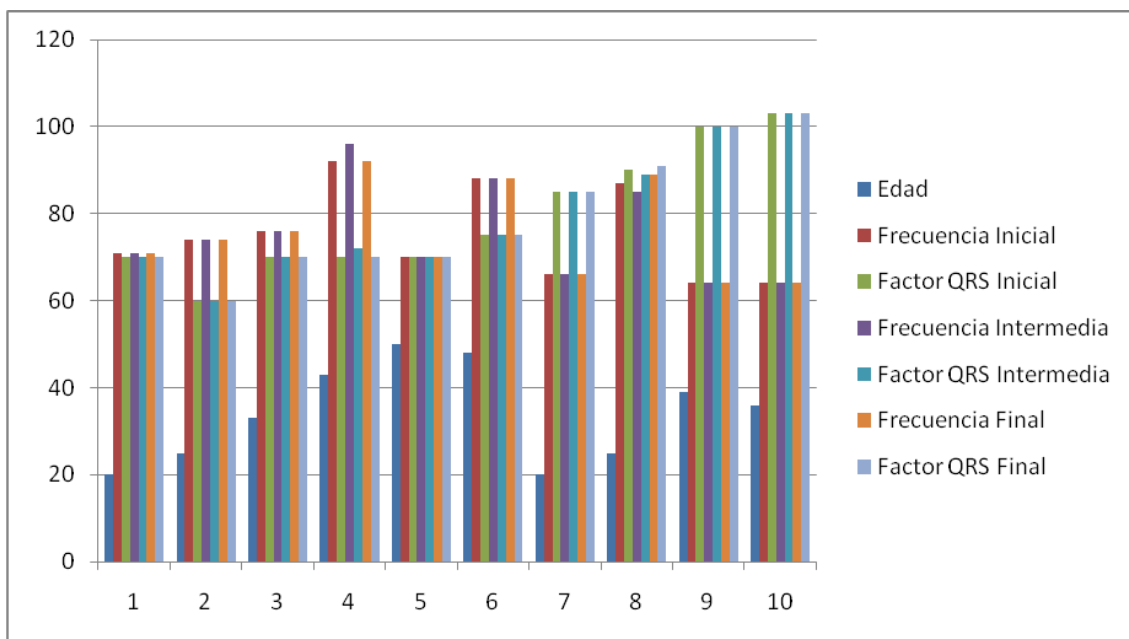


Figura 3.32: Parámetros obtenidos en el ECG de señal promediada

Para realizar un análisis de las muestras de los datos obtenidos se emplearán las medidas típicamente utilizadas en estos casos como son: media aritmética, mediana, moda, varianza, desviación estándar y coeficiente de variación de cada uno de los datos hallados, de la siguiente forma (Ver Tabla 3.6):

Tabla 3.6: Análisis estadístico de un ECG de señal promediada.

ANÁLISIS MUESTREAL	FRECUENCIA INICIAL			FRECUENCIA INTERMEDIA		FRECUENCIA FINAL	
	EDAD	FREC.	QRS	FREC.	QRS	FREC.	QRS
Media Aritmética	33.9	75.2	79.3	75.4	79.4	75.4	79.4
Mediana	34.5	72.5	72.5	72.5	73.5	72.5	72.5
Moda	20	64	70	64	70	64	70
Varianza	124,1	107,51	208,23	119.37	202.27	113.16	210.71
Desviación Estándar	11,14	10,36	14,43	10.93	14.22	10.64	14.52

Al evaluar los datos obtenidos en los parámetros estadísticos de la median, moda y media aritmética se pueden agregar que tienen valores inclinados a una tendencia central, lo que significa que los valores oscilan en torno a un valor central en cada parámetro.

3.4.2.- PRUEBAS DEL INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

El instrumento de recolección de datos funciona muy bien cumpliendo con las expectativas señaladas, ya que por poseer una interfaz detallada se pudo probar parámetro a parámetro cada una de las funciones que fueron programadas para cumplir con los objetivos de asemejarse a una interfaz real (Ver Figura 3.33).



Figura 3.33: Panel frontal con todos los datos ingresados

Luego de ingresar los datos de cada paciente en cada tabla se obtiene este conjunto de datos a través del botón Get Data, los mismos que se pueden visualizar como en una interfaz real con los datos íntegros de los pacientes, lo que significa que el software fue muy bien diseñado, ya que todas y cada una de sus funciones permiten acercarse al usuario de mejor forma a una interfaz real.

3.4.3.- PRUEBAS DEL ALGORITMO DE MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Luego de realizar la toma del ECG en el equipo desarrollado a un paciente de 25 años en estado de reposo se obtuvo una frecuencia de 84 lpm considerada normal de acuerdo al rango de frecuencias normales para un adulto promedio. Mientras que realizando el ECG con un equipo real se obtuvo una frecuencia de 84.7 lpm.

Entonces el porcentaje de error existente en el equipo en base a la medición de frecuencia es el siguiente:

$$\% \text{ Error} = \left| \frac{84 - 84.7}{84} \right| * 100$$

$$\% \text{ Error} = 0.83\%$$

Con lo que queda demostrado que el equipo funciona y que podría trabajar como un equipo real de diagnóstico médico ya que su error es mínimo tomando en cuenta que ni siquiera llega al 1 %. Este error tan limitado es el producto tanto del diseño como de la sensibilidad de la tarjeta de adquisición de datos.

3.5.- CRITERIOS DE REVISIÓN DEL EXPERTO Y COMPARACIONES CON EL EQUIPO HOLTER AMBULATORIO Y BIOPAC SYSTEMS MP 150.

Comparando el equipo desarrollado desde un plano más general se puede apreciar que simula bastante bien a un equipo profesional como el Equipo Holter o el Biopac System MP 150 ya que tomando en cuenta la metodología diagnóstica se puede decir que los equipos antes mencionados permiten ingresar los datos del paciente y registrar las señales empleando un breve y básico diagnóstico ya que cada tipo de arritmia depende no únicamente de la frecuencia sino de la

forma de la señal en conjunto y mientras tanto en el quipo desarrollado además de realizar lo comentado también se puede apreciar una evaluación clínica previa que consiste en diagnosticar una arritmia dentro de un conjunto de enfermedades que provienen únicamente de los cambios o niveles inestables en la frecuencia.

Además dependiendo del software empleado para el procesamiento de las imágenes dependiendo del hardware usado las funcionalidades son limitadas mientras que el software generado para el funcionamiento del módulo de electrocardiografía tiene múltiples ventajas como la opción de crear y eliminar tablas especialmente en casos de pacientes ocasionales en los cuales no es importante el almacenamiento de información por mucho tiempo.

Y la principal ventaja es el hecho de que en cuanto a frecuencia y a factor QRS el error presentado es mínimo comparándolo con cualquiera de los dos equipos ya que el mismo es de menos del 1%.

3.6.- ANÁLISIS TÉCNICO – ECONÓMICO

Técnicamente es recomendable cuantificar la inversión realizada tanto en la adquisición de los componentes como en la adquisición del equipo para la realización de este proyecto de tesis. Cabe resaltar, que todos los componentes eléctricos, electrónicos, equipo y accesorios que forman parte del proyecto fueron adquiridos nuevos.

Por este motivo he visto pertinente realizar el análisis y la cuantificación mediante las fases del proyecto.

3.6.1.- FASES DEL PROYECTO.

A continuación se enumeran las diferentes fases que contiene el proyecto:

3.6.1.1.- Fase de documentación

En esta fase se revisará documentación del tema, los proyectos de grados realizados, y se investigará en diferentes fuentes bibliográficas y en páginas de internet.

3.6.1.2.- Fase de selección de materiales para el diseño e implementación:

En base a la información obtenida de todas las fuentes se realizará la adquisición de todos los elementos y equipo a ser empleado en la tesis en la integración del hardware y software para el Módulo con interface en labview para evaluar el sistema cardiovascular.

3.6.1.3.- Fase de pruebas:

Con los conocimientos básicos del equipo biomédico para ECG y de anatomía del cuerpo humano se realizarán pruebas concretas previamente determinadas del equipo donde exista la verificación de que el mismo realmente funcione.

3.6.1.4.- Fase de realización y correcciones del documento escrito:

Este documento escrito se realizará en el transcurso del desarrollo de toda la tesis para que la información sea verídica y correcta, pero en este ciclo se presentarán los borradores de la tesis y las correcciones respectivas.

3.6.1.5.- Fase de proceso ingenieril

Esta fase es muy importante ya que a nivel profesional una persona obtiene retribución por el trabajo que hace. Para conocer el costo total del proyecto, debe añadirse el rubro de la mano de obra de ingeniería y montaje del proyecto al costo neto de los componentes, para este proyecto se tomarán un tiempo de elaboración de 4 meses tomando como base únicamente los días laborables un lapso de 8 horas diarias y para una análisis real se tomará un valor promedio mensual básico de 240 dólares, a pesar de que cuando una persona particular elabora un proyecto en un determinado lugar establece un contrato con un costo por horas.

Para la valoración del costo del proceso ingenieril que comprende el desarrollo la ingeniería del proyecto y la mano de obra se aplica la regla de Cocomo¹⁹ que establece la siguiente expresión:

$$\text{Costo (USD)} = K * \text{No horas persona}$$

Ecuación 3.1 Regla de Cocomo

Siendo:

K = Valor hora profesional en USD,

K toma un valor estimado en 8.00 USD para la ingeniería del proyecto que contempla el desarrollo del software y la ingeniería en sí. Para esta parte se toma una carga laboral neta de 20 días y 8 horas diarias.

En cambio para calcular el costo de la mano de obra del montaje e instalaciones eléctricas, se asigna a K un valor de 2.50 USD. Para la mano de obra, se toma una carga laboral de 10 días y 8 horas diarias.

A continuación se detalla una tabla con los costos relacionadas a cada fase del proyecto (Ver Tabla 3.7).

Tabla 3.7: Costos del proyecto

PROYECTO: DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN MODULO CON INTERFACE EN LABVIEW PARA EVALUAR EL SISTEMA CARDIOVASCULAR	
DESCRIPCION	COSTO \$
Fase de documentación	100.00
Fase de selección de materiales para diseño e implementación	
Tarjeta de adquisición de datos NI DAQ USB 6210	828.00

¹⁹ Fuente: Sistema Informático SAP

Electrodos para electrocardiografía	144.60
Cable para electrocardiografía	165.00
Amplificadores operacionales	43.20
Amplificadores de Instrumentación	274.80
Otros componentes electrónicos	100.00
Fase de pruebas	50.00
Fase de realización y correcciones del documento escrito	100.00
Fase de procedimiento ingenieril	
Ingeniería del proyecto	1,280.00
Montaje e instalaciones eléctricas	200.00
TOTAL DE INVERSION	3,285.60

Por lo tanto, el costo total del proyecto es la suma de los rubros de los componentes y de la mano de obra, obteniendo la cantidad de **3,285.60 /100** dólares americanos.

3.7.- ALCANCE Y LIMITACIONES

Uno de los fines del proyecto es la evaluación y análisis objetivo de los alcances y limitaciones del módulo con interface en Labview para evaluar el sistema cardiovascular una vez que el mismo se encuentra en funcionamiento.

Los alcances que tiene este proyecto son los siguientes:

- Se puede realizar cambios en los accesorios empleados en la ejecución del proyecto, es decir se pueden cambiar los electrodos empleados por otros de un tipo diferente y por consiguiente se puede cambiar el cable de electrocardiografía.
- Se pueden realizar cambios al software tanto en la sección de ECG como en la base de datos que se ha desarrollado en Labview gracias a la flexibilidad que proporciona dicho software.
- Se pueden integrar más funcionalidades y mejoras al sistema desarrollado en cuanto al diagnóstico empleando más tecnología y programación.

- Se puede acceder a un diagnóstico lo más acertado a la realidad ya que entre los más comunes padecimientos del corazón hallamos las arritmias.
- Los datos provenientes del examen como la frecuencia y el factor QRS son lo más cercano posibles a los datos provenientes a un ECG real.

Las limitaciones identificadas del sistema se detallan a continuación:

- Las señales que se obtienen del examen de ECG tienen bastante ruido incorporado proveniente de diferentes fuentes.
- Los patrones empleados para reconocer las señales no están totalmente definidos, por lo que es vital apreciar cada característica de la señal a fin de identificarla y saber si fueron bien colocados los electrodos.
- La única interface entre el hardware y el software es la tarjeta de adquisición de datos es decir que sin ella no es posible realizar el trabajo de nuestro electrocardiógrafo.
- La base de datos creada en Acces con la que podemos conectarnos mediante Labview es única ya que debe estar programada previamente en el computador en el que se va a trabajar.
- EL nivel de diagnóstico previo es limitado con respecto a tener un diagnóstico profesional.

3.8.- CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Al término del desarrollo y puesta en marcha del presente proyecto de "Diseño e implementación de un módulo con interface en Labview para evaluar el sistema cardiovascular", se pone a consideración las conclusiones y recomendaciones obtenidas durante la ejecución del proyecto, a la espera de poder aportar para los futuros trabajos tanto teóricos como prácticos relacionados con el mismo.

Conclusiones:

- Al finalizar el proyecto se cumplió con el objetivo principal trazado, el mismo que fue diseñar, construir y poner en funcionamiento un equipo de captura y registro de señales electrofisiológicas cardíacas complementado con un

software, amigable al usuario, para el registro de los datos del paciente, sus señales electrocardiográficas, y los valores más relevantes detectados en ellas; cumpliendo con las normativas vigentes de lectura y registro de los datos; y criterios de usabilidad; de tal manera que estos puedan ser analizados y procesados por un especialista.

- Se elaboró un sistema robusto y flexible, con integración hardware-software que servirá de soporte al laboratorio de instrumentación biomédica de la ESPE, y a disposición de grupos de investigación y particulares interesados en el tema.
- El equipo desarrollado permite manipular de forma segura, responsable y con normativas para el aislamiento del paciente, implementos eléctricos y electrónicos que se usan para hacer mediciones del cuerpo humano.
- Los principales artefactos e interferencias que se produjeron durante las mediciones, y que debieron ser eliminadas mediante filtros fueron principalmente la frecuencia de la red, el movimiento de los electrodos, las corrientes de deriva, la respiración.
- Las derivaciones inferiores (III y aVF) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la región inferior (pared) del corazón. Esta es la cúspide del [ventrículo](#) izquierdo.
- Las derivaciones laterales (I, II, aVL, V₅ y V₆) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la pared lateral del corazón, que es la pared lateral del ventrículo izquierdo.
- Las derivaciones anteriores, V₁ a V₆ representan la pared anterior del corazón o la pared frontal del ventrículo izquierdo.
- La derivación aVF pese a que raramente se utiliza para la información diagnóstica, fue una de las señales más relevantes; porque nos permitió mostrar si los electrodos estaban colocados correctamente en el paciente; esta señal como se observa en la Figura. 94 cuando los electrodos se han ubicado bien.
- Diseñar e implementar un ECG no es una tarea fácil ya que es un sistema muy delicado y sensible a interferencias. La utilización de material adecuado para

el efecto ha permitido eliminar gran parte del ruido e interferencias que se acoplaban al sistema. De esta forma hemos mejorado considerablemente la calidad de nuestra señal electrocardiográfica.

- Los filtros analógicos que se han implementado también han eliminado parte del ruido presente en la señal, pero a pesar de ello no se consiguió eliminarlo en su totalidad.
- Debido a que no se consiguió eliminar el ruido con los filtros analógicos, se procedió a emplear una paleta de filtros digitales, incluidos en Labview, lo que permitió mejorar la calidad de la señal y mantener una línea de base estable.
- Lo más importante no es que las señales sean exactamente iguales a los patrones sino la detección de que existe la presencia de los puntos y segmentos más relevantes, ya que entre unos y otros patrones existe diferencia debido al equipo empleado para su recolección.
- Es conveniente realizar una breve exploración del sitio donde van los electrodos para las derivaciones precordiales a fin de detectar exactamente el lugar donde va colocado el electrodo a emplearse.
- Fue necesario, emplear el criterio de un experto médico en el ámbito de la cardiología, para confirmar que los datos que se obtienen desde el equipo diseñado, corresponden a valores reales que empatan con datos obtenidos de otros equipos cardiográficos.
- El experto indica que el equipo si permite visualizar las señales eléctricas del corazón en forma de que sea posible generar un diagnóstico apropiado.
- El equipo presenta una interfaz mejorada, respecto de la mayoría de equipos que existen en el mercado, porque a través de la selección de ventanas, se puede acceder a las bases de datos generadas por pacientes que se han realizado este examen, y además el usuario puede actualizar los datos de los pacientes y generar un reporte.
- Con este proyecto de tesis se pudo colaborar con conocimientos e investigación para incrementar las facilidades para desarrollar equipos de mejor calidad que incluso podrían ser empleados a nivel de medicina profesional.

- Se cumplió el proceso de investigación y análisis de métodos y algoritmos empleados para obtener señales cardíacas.
- Se obtuvo mayor conocimiento acerca de las diferentes señales eléctricas propias de los humanos.
- Se consiguió transmitir y visualizar señales de tipo bioeléctrico.
- Se logró combinar la Instrumentación Biomédica y la Instrumentación Virtual para poner en marcha el equipo requerido.
- Se consiguió integrar un equipo para ECG con una orientación pedagógica pero real.

Recomendaciones:

- Para un buen manejo de la tarjeta de adquisición de datos es recomendable estudiar detenidamente los manuales.
- Seleccionar los dispositivos electrónicos de acuerdo a los requerimientos del proceso, ya que se debe tomar en cuenta que si existen fallos estos deben ser reemplazables inmediatamente para la toma de las señales, por lo que deben ser productos de fácil manejo y que puedan reemplazarse por dispositivos existentes en el mercado nacional.
- Se recomienda dar mantenimiento continuo al equipo creado.
- Se recomienda antes de montar los elementos en el proceso determinar el funcionamiento real de los mismos probándolos con distintas señales que pueden ser generadas en el laboratorio.
- Revisar durante el montaje de los dispositivos el voltaje de alimentación, pues en este proyecto se manejan diferentes voltajes como son: +12VDC y -12VDC.
- Se recomienda que al usar el equipo se le aisle de todo tipo de equipos que manejan frecuencias, por ejemplo de celulares, radios e intercomunicadores.

- En las acciones de mantenimiento preventivo y correctivo de los dispositivos, se recomienda suspender la energía de alimentación, evitando de esta manera acciones y condiciones inseguras para el personal que este brindando el servicio.
- Tomar todos los datos del paciente y explicarle el procedimiento como primera instancia antes de proceder a la toma del examen.
- Poner a tierra la tarjeta de adquisición de datos para aislarla y con esto se consigue el correcto funcionamiento de la interface.
- Fijar correctamente los electrodos al cuerpo para realizar el examen a fin de evitar que se mueva y que genere interferencias innecesarias, y de ser necesario fijarlos cada vez que se tome una derivación diferente.
- Limpiar con suficiente alcohol el sitio donde se ha de colocar el electrodo y de igual forma la base del sensor y dejar secar antes de fijarlo en el cuerpo.

3.9.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Medical Instrumentation. John G. Webster. Houghton Mifflin Company. Boston. USA. 1992.
- Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement. Richard Aston. Merrill Publishing Company. Collumbus. USA. 1990.
- L.A. Geddes, Principles of Applied Biomedical Instrumentation, N. York: John Wiley, 1990.
- R.P. Areny y J.G. Webster, Sensors and signal conditioning, N. York: Wiley-Interscience, 1991.
- http://www.unicrom.com/tut_amplificadores.asp
- <http://www.diccionario.babylon.com/Di%C3%A1stole#!FRDD66BMXT>
- http://www.portalesmedicos.com/diccionario_medico/index.php/Flutter
- [http://personales.unican.es/perezvr/pdf/ACOPLADORES%20DE%20IMPEDAN CIA.pdf](http://personales.unican.es/perezvr/pdf/ACOPLADORES%20DE%20IMPEDANCIA.pdf)
- <http://www.monografias.com/trabajos28/filtros/filtros.shtml>
- <http://galeon.com/medicinadeportiva/CURSOECG.htm>

- <http://72.14.221.104/search?q=cache:wyYAUZnfUtQJ:www.monografias.com/trabajos33/electrocardiografo/electrocardiografo.shtml+amplificador+diferenci>
- [al+ECG&hl=es&gl=es&ct=clnk&cd=5&lr=lang_es](http://www.monografias.com/trabajos33/electrocardiografo/electrocardiografo.shtml+amplificador+diferenci)
- <http://wo-pub2.med.cornell.edu/cgi-bin/WebObjects/PublicA.woa/9/wa/viewHContent?website=nyp+spanish&contentID=4429&wosid=E3xPbdW0JaFBQSsY1JTkLw>
- <http://www.unne.edu.ar/cyt/2002/07-Tecnologicas/T-047.pdf>
- <http://www.asimei.org/sv/asimei/articulos/Module28.pdf>
- <http://www.monografias.com/trabajos33/electrocardiografo/electrocardiografo.shtml>
- <http://www.soloelectronica.net/FILTRO%20DE%20RED.htm>
- <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>
- http://www.ecg_tutorial.pdf
- http://www.ecg-user_esp.pdf
- http://www.4shared.com/file/1360989/3a9fbabe/web_files_curso_de_lv.html
- <http://www.learobotics.com/proyectos/cuadernos/ct1/ct1.html>
- <http://www.pablin.com.ar/electron/circuito/mc/ttl232/index.htm>
- http://www.gte.us.es/~galvan/IE_4T/Tutorial%20de%20Labview.pdf
- <http://www.ti.com>
- <http://www.microcontroladorchip.com>
- <http://www.analog.com>
- [http://www.Anatomía del corazón y del aparato cardiovascular - Instituto del Corazón de Texas \(Texas Heart Institute\).htm](http://www.Anatomía del corazón y del aparato cardiovascular - Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute).htm)
- <http://www.LabVIEW-Gi-Programadores-G,manuales-y-tutoriales-LabVIEW.mht>

ANEXOS

- A. Glosario de términos
- B. Manual de operación y mantenimiento
- C. Programas de software
- D. Hojas de especificaciones técnicas
- E. Guías para prácticas de laboratorio

ANEXO A

Glosario de términos

Este glosario permite tener un compilado acerca de cada uno de los términos cuyo significado es imprescindible conocer para el total y verdadero entendimiento del contenido de este proyecto.

- A -

Amplificación

Ampliación o aumento de la intensidad de una magnitud física, especialmente del sonido, mediante procedimientos técnicos.

Amplificador

Circuito que puede aumentar la excursión pico a pico de la tensión, la corriente o la potencia de una señal.

Amplificador de Instrumentación

Amplificador diferencial con alta impedancia de entrada y alta relación de rechazo en modo común. Este tipo de amplificador se encuentra en las etapas de entrada de instrumentos de medida como los osciloscopios.

Amplificador Operacional

Amplificador de continua con alta ganancia de tensión utilizable con frecuencias de 0 a un poco más de 2 MHz; que presenta las siguientes características: Impedancia de entrada infinita (real 10^6 a $10^{12} \Omega$), Impedancia de salida nula (real 10^6 a $10^{12} \Omega$), Ganancia infinita (real 75 a $10^3 \Omega$ como mucho).

Ancho de Banda

Diferencia entre las dos frecuencias de corte de un amplificador.

Si el amplificador no tiene frecuencia de corte inferior el ancho de banda es igual a la frecuencia de corte superior.

Arritmia

Es un cambio en el ritmo de los latidos de su corazón. Cuando el corazón late demasiado rápido, esto se llama taquicardia. Cuando late demasiado lento, esto se llama bradicardia. Una arritmia también puede significar que su corazón late irregularmente; que se salta un latido o que tiene un latido de más. En algún momento, la mayoría de las personas han sentido que su corazón late muy rápido o que se salta un latido. Estos cambios ocasionales pueden ser provocados por emociones fuertes o por ejercicio. Usualmente no son causa de alarma. Las arritmias que ocurren más frecuentemente, o que causan síntomas, pueden ser más graves y se necesita hablar de estas con su médico.

La causa más común de las arritmias es la enfermedad del corazón, en particular la enfermedad de las arterias coronarias funcionamiento anormal de las válvulas del corazón y la falla cardíaca. Sin embargo, pueden ocurrir arritmias sin que haya ningún motivo en particular.

Cuando las arritmias afectan a la capacidad del corazón para bombear sangre, pueden causar mareos, vértigo y desmayo (síncope). Las arritmias que provocan estos síntomas requieren atención inmediata.

Atenuación

Disminución de la intensidad o fuerza de algo: atenuación de la amplitud.

- B -

Bloqueo cardíaco

El bloqueo cardíaco es un retraso en la conducción eléctrica a través del nódulo auriculoventricular, que se encuentra entre las aurículas y los ventrículos.

El bloqueo cardíaco se clasifica en:

- Bloqueo de primer grado: en este caso cada impulso de las aurículas alcanza los ventrículos, pero sufre un retraso de una fracción de segundo cuando circula a través del nódulo auriculoventricular. Este problema de conducción es asintomático. El bloqueo cardíaco de primer grado es frecuente entre los atletas bien entrenados, los adolescentes, los adultos jóvenes y las personas con una

actividad elevada del nervio vago. El diagnóstico se basa en la observación del retraso de la conducción en un electrocardiograma (ECG).

- Bloqueo de segundo grado: en este caso no todos los impulsos llegan a los ventrículos. Dicho bloqueo se produce cuando el corazón late de forma lenta o irregular. Algunas formas del bloqueo de segundo grado progresan al de tercer grado.

- Bloqueo de tercer grado: en este caso los impulsos provenientes de las aurículas y dirigidos a los ventrículos están bloqueados por completo, y la frecuencia y el ritmo cardíacos se encuentran determinados por la actividad del nódulo auriculoventricular o de los mismos ventrículos. Sin la estimulación del marcapasos cardíaco normal (nódulo sinoauricular), los ventrículos laten con mucha lentitud, menos de 50 latidos por minuto. El bloqueo cardíaco de tercer grado es una arritmia grave que afecta a la capacidad de bombeo del corazón. Cuando los ventrículos laten a una frecuencia superior a 40 latidos por minuto, los síntomas son menos graves pero incluyen cansancio, hipotensión arterial cuando se está de pie y ahogo. El nódulo auriculoventricular y los ventrículos no sólo son lentos como sustitutos del marcapasos natural, sino que incluso con frecuencia son irregulares y poco eficaces.

Según el retraso de la conducción eléctrica a los ventrículos sea:

- ligera
- intermitente o
- completa

El tratamiento en la mayoría de los casos requiere la incorporación de un marcapasos artificial.

- C -

Circuito Integrado

Dispositivo que contiene sus propios transistores, resistencias y diodos. Un CI completo que emplee estos componentes microscópicos se pueden fabricar de tal forma que ocupe el espacio de un solo transistor directo.

Corriente

Cantidad de carga que circula por un conductor por unidad de tiempo.

- D -

Derivaciones

Las derivaciones electrocardiográficas son circuitos eléctricos configurados para poder captar el espectro eléctrico del corazón en la superficie del cuerpo.

- E -

Enfermedad del nodo sinusal

La enfermedad del nodo sinusal comprende una amplia variedad de anomalías del funcionamiento del marcapasos natural. Este síndrome puede producir un latido cardíaco persistentemente lento (bradicardia sinusal) o un bloqueo completo entre el marcapasos y las aurículas (paro sinusal), en cuyo caso el impulso proveniente del marcapasos no provoca la contracción de las aurículas. Cuando esto sucede, habitualmente entra en funcionamiento un marcapasos de urgencia situado más abajo, ya sea en la aurícula o incluso en el ventrículo.

Un subtipo importante de esta enfermedad es el síndrome de bradicardia-taquicardia, en el que los ritmos auriculares rápidos, incluyendo la fibrilación auricular o el flúter, se alternan con períodos prolongados de ritmos cardíacos lentos.

Todos los tipos de síndrome del nodo sinusal son particularmente frecuentes en los ancianos.

Muchos tipos de síndrome del nodo sinusal no causan síntomas, aunque las frecuencias cardíacas persistentemente bajas causan, con frecuencia, debilidad y cansancio.

A menudo, las frecuencias cardíacas rápidas se perciben como palpitaciones.

Un pulso lento, sobre todo si es irregular, o un pulso con grandes variaciones sin que coincida con cambios en la actividad del sujeto, induce a sospechar el síndrome del nodo sinusal.

A las personas que tienen síntomas por lo general se les coloca un marcapasos artificial. Dichos marcapasos se usan para acelerar la frecuencia cardíaca, más que para disminuirla.

En los casos que presentan períodos ocasionales de frecuencia rápida, puede que también sea necesaria la administración de fármacos.

Extrasístole auricular

Una extrasístole auricular es un tipo de arritmia representado por un latido cardíaco causado por la activación eléctrica de las aurículas antes de un latido normal.

Las extrasístoles auriculares se producen como latidos cardíacos adicionales en las personas sanas y sólo en raras ocasiones causan síntomas. Los factores desencadenantes son el consumo de alcohol y la administración de preparados para el resfriado que contienen fármacos que estimulan el sistema nervioso simpático (como la efedrina o la pseudoefedrina) o de fármacos que se usan para tratar el asma. Sí se hace necesario un tratamiento debido a que los latidos ectópicos se producen con frecuencia y generan palpitaciones intolerables, se administra un betabloqueador para reducir la frecuencia cardíaca.

Extrasístole ventricular

Una extrasístole ventricular (contracción ventricular prematura) es un latido cardíaco causado por la activación eléctrica de los ventrículos antes del latido cardíaco normal.

Las extrasístoles ventriculares aisladas tienen un escaso efecto sobre la acción de bombeo del corazón y, por lo general, no producen síntomas, a menos que sean demasiado frecuentes. El síntoma principal es la percepción de un latido fuerte o fuera de lugar.

En principio, el único tratamiento es la disminución de las causas de estrés y evitar el consumo de alcohol y de preparados para el resfriado de venta libre que contengan principios activos que estimulan el corazón.

Por lo general, sólo se prescribe un tratamiento farmacológico si los síntomas son intolerables o cuando el trazado del ritmo cardíaco sugiere algún peligro.

- F -

Filtro

Un filtro es un circuito eléctrico que permite pasar señales con ciertos rangos de frecuencias y bloquea todas las otras frecuencias

Fibrilación y flúter auricular

La fibrilación y el flúter auricular son impulsos eléctricos muy rápidos que producen una contracción auricular extremadamente veloz, lo que hace que el ventrículo se contraiga de una forma más rápida y menos eficiente de lo normal. Estos ritmos pueden ser esporádicos o persistentes.

Durante la fibrilación o el flúter, las contracciones auriculares son tan veloces que las paredes de las aurículas simplemente se estremecen, por lo que al no haber una verdadera contracción, la sangre no es bombeada a los ventrículos.

En la fibrilación, el ritmo auricular es irregular, por lo que el ritmo ventricular también lo es.

En el flúter, los ritmos auriculares y ventriculares son, por lo general, uniformes.

En ambos casos, los ventrículos laten más lentamente que las aurículas porque el nódulo auriculoventricular y el haz de His no pueden conducir impulsos eléctricos a una velocidad tan elevada y sólo uno de cada dos o cuatro impulsos consigue pasar. Sin embargo, aun así el latido de los ventrículos es tan rápido que no pueden llenarse por completo. Por consiguiente, el corazón bombea cantidades insuficientes de sangre, disminuye la presión arterial y existe un riesgo potencial de que aparezca insuficiencia cardíaca.

La fibrilación auricular o el flúter pueden aparecer sin que sean visibles otras señales de cardiopatía, pero lo más habitual es que haya un problema subyacente, como la enfermedad cardíaca reumática, una enfermedad de las

arterias coronarias, la hipertensión arterial, el abuso de alcohol o una producción excesiva de hormona tiroidea (hipertiroidismo).

Los síntomas de la fibrilación o flúter auricular dependen de la frecuencia con que se contraen los ventrículos. Si ésta es poco rápida (menos de 120 latidos por minuto) no se producirán síntomas, mientras que frecuencias más elevadas causan palpitaciones desagradables o malestar en el pecho. En la fibrilación auricular, el paciente puede percibir la irregularidad del ritmo cardíaco.

La reducida capacidad de bombeo del corazón puede provocar debilidad, desvanecimiento y ahogo. Algunas personas, sobre todo las de edad avanzada, desarrollan insuficiencia cardíaca, dolor torácico y shock.

En la fibrilación auricular, las aurículas no se vacían por completo en los ventrículos con cada latido, por lo que la sangre que queda en su interior puede quedar estancada y coagularse. Incluso pueden desprenderse trozos de coágulos, que pasan al interior del ventrículo izquierdo, penetran en la circulación general y pueden llegar hasta una arteria más pequeña y obstruirla (embolia). Sin embargo, lo más frecuente es que los trozos de un coágulo se desprendan poco después de que una fibrilación auricular retorne al ritmo normal, ya sea espontáneamente o mediante la aplicación de un tratamiento. La obstrucción de una arteria en el cerebro puede causar un ictus que, en raras ocasiones, es la primera señal de fibrilación auricular.

Los tratamientos para la fibrilación y el flúter auricular tienen como objetivo el control de la velocidad de contracción de los ventrículos, tratar el trastorno responsable del ritmo anómalo y restablecer el ritmo normal del corazón.

Si todos los demás tratamientos no surten efecto, se destruye el nódulo auriculoventricular mediante ablación con catéter (suministro de energía de radiofrecuencia mediante un catéter insertado en el corazón). Este procedimiento interrumpe la conducción desde las aurículas en fibrilación hacia los ventrículos, por lo que se requiere colocar un marcapasos artificial permanente para que los ventrículos se contraigan. El riesgo de desarrollar coágulos sanguíneos es más elevado en personas con fibrilación auricular y dilatación de la aurícula izquierda o enfermedad de la válvula mitral.

Fibrilación ventricular

La fibrilación ventricular es una serie descoordinada y potencialmente mortal de contracciones ventriculares ineficaces muy rápidas, causadas por múltiples impulsos eléctricos caóticos.

Es eléctricamente similar a la fibrilación auricular, salvo que tiene un pronóstico mucho más grave.

En la fibrilación ventricular, los ventrículos simplemente se estremecen y no llevan a cabo contracciones coordinadas. Debido a que el corazón no bombea sangre, la fibrilación ventricular es una forma de paro cardíaco y es mortal, a menos que sea tratada de inmediato.

La fibrilación ventricular provoca la pérdida de consciencia en pocos segundos. Si no se aplica un tratamiento de inmediato, generalmente se producen convulsiones y lesiones cerebrales irreversibles tras 5 minutos aproximadamente, debido a que el oxígeno ya no llega al cerebro. Enseguida sobreviene la muerte.

Durante la exploración no se detectan ni pulso ni el latido cardíaco, ni tampoco se detecta la presión arterial.

La fibrilación ventricular debe ser tratada como una urgencia.

La reanimación cardiopulmonar (RCP) debe ser iniciada antes de que pasen unos pocos minutos y a la mayor brevedad posible debe efectuarse una cardioversión (una descarga eléctrica que se aplica en el pecho). A continuación se administran fármacos para mantener el ritmo cardíaco normal.

Frecuencia

Número de ciclos completos por unidad de tiempo para una magnitud periódica, tal como la corriente alterna, las ondas acústicas u ondas de radio. Se considera como el número de repeticiones de un fenómeno determinado en un intervalo de tiempo específico.

Frecuencia de Corte

Frecuencia límite, que define los rangos de trabajo en los filtros eléctricos.

Ganancia

Relación existente entre la salida de un dispositivo electrónico y su señal de entrada.

- H -

Hertz (Hz)

Es la unidad utilizada para expresar frecuencias, 1Hz es igual a un ciclo por segundo. Se llama así gracias al físico alemán Henrich Hertz que fue el que probó que la electricidad era transmitida en ondas electromagnéticas que viajan a una velocidad increíble.

- I -

Impedancia

Oposición que representa un componente o componentes al paso de la corriente alterna; Es una medida expresada en Ohms de cuál es la resistencia al paso de un flujo de corriente eléctrica. Entre más grande es el número significa mayor resistencia. La impedancia proveniente de la palabra "impedir", varía de acuerdo a la frecuencia por lo que generalmente se expresa con un número exacto y no con fracciones.

Interrupción de Episodios de Arritmias

Los episodios de arritmia pueden ser a menudo interrumpidos mediante una o varias maniobras que estimulan el nervio vago y que, en consecuencia, reducen la frecuencia cardíaca. Dichas maniobras, que son habitualmente dirigidas por un médico, consisten en hacer que el paciente simule los esfuerzos de evacuación, frotar el cuello precisamente debajo del ángulo de la mandíbula (lo que estimula una zona sensible sobre la arteria carótida llamada seno carotídeo) y sumergir la cara dentro de un recipiente de agua muy fría. Estas maniobras son más eficaces si se efectúan apenas comienza la arritmia.

Si estos procedimientos no surten efecto, la arritmia generalmente se interrumpirá si la persona se va a dormir. Sin embargo, habitualmente, las personas solicitan la ayuda del médico para dar fin al episodio. Cuando los fármacos no surten efecto se debe recurrir a la cardioversión (aplicar un shock eléctrico al corazón). La prevención es más difícil que el tratamiento, pero hay varios fármacos que son eficaces, administrados solos o combinados. En raras ocasiones, puede que sea necesario destruir una vía anómala en el corazón mediante una ablación con catéter (suministro de energía de radiofrecuencia a través de un catéter introducido en el corazón).

- P -

Patología

Especialidad médica que analiza los tejidos y fluidos corporales para diagnosticar enfermedades y valorar su evolución.

Presión Sistólica

Es la presión más alta en sus arterias, que sucede cuando el corazón empuja la sangre al resto del cuerpo.

Presión Diastólica

Es la presión más baja en sus arterias y sucede cuando el corazón se dilata.

- R -

Relación de Rechazo al Modo Común CMRR

La razón entre la ganancia diferencial y la ganancia en Modo común de un amplificador es una medida de la capacidad de rechazar una señal en modo común y normalmente se expresa en decibeles.

Resistencia

Las resistencias se emplean para controlar la corriente en los circuitos electrónicos. Se elaboran con mezclas de carbono, láminas metálicas o hilo de resistencia, y disponen de dos cables de conexión. A las resistencias variables se le llaman reóstatos o potenciómetros, con un brazo de contacto deslizante y ajustable, suelen utilizarse para controlar el volumen de radios y televisiones.

Ruido

Perturbación no deseada superpuesta sobre una señal útil. El ruido interfiere en la información que contiene la señal; cuanto más ruido, menor información. El ruido es independiente de la señal, al existir aún cuando la señal no esté presente.

- S -

Saturación

Límite máximo en el que un cambio en la entrada no ejerce ningún control sobre la salida.

Señal

Es una variable de un sistema físico que puede ser medida. Las señales pueden tener o no variaciones en el tiempo, distinguiéndose en señales dinámicas y estáticas.

Señales en Modo Común

Señal que se aplica con igual magnitud a las dos entradas de un amplificador diferencial o de un amplificador operacional.

Síndrome de Wolff-Parkinson-White

El síndrome de Wolff-Parkinson-White es una arritmia cardíaca en la que los impulsos eléctricos son conducidos a lo largo de una vía accesorio desde las

aurículas a los ventrículos, lo que provoca episodios de taquicardia. El síndrome de Wolff-Parkinson-White es el más frecuente de los trastornos que afectan a vías accesorias.

El síndrome de Wolff-Parkinson-White causa episodios repentinos de taquicardia con palpitaciones.

Los primeros episodios pueden producirse entre los 10 y los 25 años. Los episodios típicos comienzan de modo repentino, a menudo durante un ejercicio. Pueden durar sólo unos pocos segundos o persistir durante varias horas, raramente más de doce horas.

La taquicardia se transforma a veces en fibrilación auricular. Esta última es particularmente peligrosa en alrededor del uno por ciento de las personas que padecen el síndrome de Wolff-Parkinson-White, debido a que la vía accesoria puede conducir los impulsos rápidos hacia los ventrículos con mayor eficacia de lo normal.

Los episodios de arritmia suelen ser interrumpidos mediante una o varias maniobras que estimulan el nervio vago y, en consecuencia, reducen la frecuencia cardíaca.

- T -

Taquicardia auricular paroxística

La taquicardia auricular paroxística es un tipo de arritmia representada por una frecuencia cardíaca uniforme, rápida (de 160 a 200 latidos por minuto) que acontece de modo repentino y se inicia en las aurículas.

Existen varios mecanismos que producen las taquicardias auriculares paroxísticas. La frecuencia rápida puede deberse a que un latido auricular prematuro envíe un impulso a través de una vía anómala hacia los ventrículos. Esta frecuencia cardíaca rápida suele tener un inicio y un fin repentinos y puede durar desde pocos minutos a varias horas. Se experimenta en la mayoría de los casos como una palpitación molesta y a menudo se acompaña de otros síntomas, como la debilidad.

Generalmente, el corazón es normal y estos episodios son más desagradables que peligrosos.

Taquicardia ventricular

La taquicardia ventricular es un ritmo ventricular de por lo menos 120 latidos por minuto. La taquicardia ventricular sostenida (taquicardia ventricular que dura por lo menos 30 segundos) se produce en varias enfermedades cardíacas que causan lesiones graves a los ventrículos. Lo más frecuente es que se manifieste varias semanas o meses después de un infarto.

La taquicardia ventricular casi siempre se acompaña de palpitaciones. La taquicardia ventricular sostenida puede ser peligrosa y suele requerir un tratamiento de emergencia, debido a que los ventrículos no pueden llenarse adecuadamente ni ejercer su función de bombeo. Así mismo, existe el riesgo de que la taquicardia ventricular se agrave y se transforme en fibrilación ventricular (una forma de paro cardíaco). Aunque la taquicardia ventricular puede producir pocos síntomas, incluso a frecuencias de hasta 200 latidos por minuto, es extremadamente peligrosa.

Debe tratarse cualquier episodio de taquicardia ventricular que produzca síntomas y aquellos que duran más de 30 segundos, incluso si son asintomáticos.

ANEXO B

Esto anexo presenta dos tipos de manuales: uno de operación y uno de mantenimiento, el primero permitirá conocer el procedimiento para poder hacer funcional el sistema en conjunto y el segundo permitirá conocer la forma de darle el mantenimiento correspondiente así como limpieza y ensamblaje cada período de tiempo.

B.1.- MANUAL DE OPERACIÓN

PRECAUCIONES:

1. Asegúrese de familiarizarse con la operación del equipo antes de comenzar a usarlo.

2. La instalación y mantenimiento de la unidad se debe realizar de la siguiente forma:

- (1) Evite poner el equipo en lugares donde pueda mojarse o salpicarse de agua.
- (2) Evite poner el equipo en lugares húmedos o donde llegue luz solar directa, tanto como polvo, sales, sulfuros, etc.
- (3) Evite colocar el equipo donde haya vibración y/o peligro de golpes.
- (4) Evite instalar en áreas con químicos o de generación de gases.
- (5) Chequee que la entrada de tensión sea la correcta.
- (6) Asegúrese que el equipo sea puesto a “Tierra” correctamente.

3. Preparación antes de operar:

- (1) Chequee que el equipo trabaje adecuadamente.
- (2) Verifique que la unidad esté a “tierra” y que el cable esté bien conectado.
- (3) Verifique si el equipo va a ser usado junto con otros equipos.

4. Cuidados durante la operación.

- (1) Vigile el aparato y al paciente para cualquier anomalía.

Si alguna anomalía se presenta, detener inmediatamente el funcionamiento.

Asegúrese que el paciente no tenga contacto con el equipo y/o ningún otro dispositivo eléctrico.

5. Cuidados después del uso

- (1) Apague el equipo de acuerdo a las instrucciones.
- (2) Desconecte los cables al paciente,

(3) Mantenga el aparato limpio y listo para operar apropiadamente en todo momento.

6. Reporte cualquier problema a personal calificado.

7. Dar mantenimiento y servicio periódicamente.

8. No hacer ninguna modificación al aparato.

9. Temperatura ambiente:

Operación: 50 ~ 140F (10 ~ 40°C); 30 ~ 85% humedad, no-condensado.

Almacenamiento: 4 ~ 140F (-20 ~ 60°C); 30 ~ 95% humedad, no-condensado

ANTES DE REALIZAR EL ECG:

1. Tener preparado el siguiente material:

- Un módulo para evaluar el sistema cardiovascular.
- Un juego de cables para electrocardiografía, compuesto por 10 cables:
 - 4 cables para los miembros (plano frontal).
 - 6 cables para el pecho (plano horizontal).
- Electrodo para el extremo de cada cable.
 - 4 electrodos tipo pinza para los miembros.
 - 6 electrodos tipo succión para el pecho.
- Tarjeta NI DAQ USB 6210 con sus respectivos accesorios
- Computador instalado labview 8.5 y con el software desarrollado para evaluar el sistema cardiovascular.
- Fuentes de alimentación para el módulo
- Alcohol y gel conductor.

2. Hablar con el paciente

- Presentarse al paciente.
- Comunicarle que se le va a realizar un ECG.

- Informarle de forma rápida sobre qué es y para qué sirve un ECG y pedirle su colaboración.
- Asegurarnos de que ha comprendido la información brindada y de que sabe qué tiene que hacer para tomarle el ECG.

3.- Evitar interferencias

- Desconectar aparatos eléctricos cercanos al paciente (para evitar interferencias por corriente alterna).
- No utilizar teléfonos celulares cerca del equipo o del paciente ya que generan ruidos.
- Evitar al paciente ruidos molestos y cualquier distracción.
- Asegurarnos de que el paciente se siente seguro, cómodo, relajado, en un sitio confortable y con temperatura agradable.

4.- Posicionar al paciente

- Recomendar al paciente que se desnude de cintura para arriba.
- Posicionar al paciente en decúbito supino (“boca arriba” o “de memoria”, es decir, el paciente apoya su espalda y nuca en la camilla). Esta es la posición ideal. Si el paciente presenta ortopnea (dificultad para respirar en posición de decúbito supino), el registro se debe hacer con la menor elevación posible en la cual el paciente esté cómodo. Si es imposible acostarlo, el ECG se intentará realizar con el paciente sentado.

AL REALIZAR EL ECG:

1.- Colocar los 4 cables para los miembros (plano frontal) con sus electrodos (tipo pinza) de la siguiente manera.

- Rojo (brazo derecho),
- Amarillo (brazo izquierdo),
- Verde (pierna izquierda) y
- Negro (pierna derecha).

Para mejorar el contacto eléctrico de los electrodos de miembros: es recomendable echar un buen chorro de alcohol (incluso sin quitar medias o pantys) y evitar que los cables queden tirantes o enrollados.

Existen dos posibilidades del sitio donde se deben aplicar los electrodos en los brazos

- La más usada es en la cara anterior del antebrazo (tiene menos vello que el dorso del antebrazo).
- En el brazo, los movimientos de los dedos no causan interferencias por la contracción muscular.

Los miembros superiores deben colocarse con la palma hacia arriba, lo que facilita la postura del electrodo por comodidad del paciente (los movimientos de los dedos no producen artefacto por contracción muscular) y por no haber vello.

2.- Colocar los 6 cables para el pecho (plano horizontal), con los electrodos tipo ventosa.

Rojo (V1),

Amarillo (V2),

Verde (V3),

Marrón (V4),

Negro (V5),

Morado (V6).

Para mejorar el contacto de los electrodos precordiales:

Si es un varón con vello en el pecho, deberemos rasurar la zona con rasuradores desechables.

Pueden usarse parches abrasivos (una especie de lija) o bien crema abrasiva frotando con una gasa.

Para disminuir la resistencia eléctrica de la piel conviene limpiar previamente la piel con alcohol y dejar secar.

Si no se sujetan bien los electrodos tipo ventosa, aplicar un poco de gel conductor en cada uno de los electrodos que lo precisen.

Evitar que los cables de los electrodos queden tirantes o enrollados.

Si el electrodo no se sostiene solo, el paciente puede ayudar a sostenerlo. Si no puede colaborar se puede usar una toalla seca para cogerlo, para evitar interferencias por corriente alterna.

2.- Encender el módulo para evaluar el sistema cardiovascular con su respectiva alimentación, conectar los cables al módulo y correr el programa en labview 8.5 para registro de datos que se halla en la computadora:

Se debe tomar en cuenta que una vez corrido el programa para evaluar el sistema cardiovascular en labview el experto o la persona encargada del manejo del mismo puede ingresar a sus opciones ya sea para tomar los datos del paciente (base de datos) o para realizar el ECG del paciente.

Se deben considerar para la base de datos los datos mínimos para un ECG de calidad:

- Nombre del paciente.
- Sexo.
- Edad.
- Constitución física.
- Fecha y hora de realización.
- Tensión arterial.
- Patología de base del enfermo.
- Motivo de la petición.

- Fármacos que toma el paciente (ej.- digoxina, diuréticos, antiarrítmicos, antidepresivos...).
- Si hay clínica o no en el momento de hacerlo (ej.- disnea, dolor precordial, mareos...).

El ECG se debe registrar siempre en orden:

I, II, III,

aVR, aVL, aVF,

V1, V2, V3, V4, V5 y V6.

Se recomienda registrar cada derivación en un lapso mayor o igual a 2,5 seg.

Se recomienda tomar al final una tira de 10 seg, en II para identificación de arritmias y alteración de la conducción.

Si hay artefactos o interferencias en el ECG, verificar:

- Que el paciente no tiembla por nerviosismo (ayudar a que se relaje).
- Que el paciente no tiembla por estar en una posición forzada e incómoda (comprobar posición relajada de las 4 extremidades).
- Que el paciente no tiemble por frío ni porque tenga fiebre.
- Que la posición y contacto de los electrodos sea adecuada.
- Que los cables no están muy enrollados entre sí ni están tirantes.
- Que no interfieren objetos metálicos o electrónicos sobre cables ni electrodos (ej.- el reloj).

Si persiste el artefacto, considerar: ansiedad, Parkinson o hipertiroidismo.

Para disminuir el temblor corporal podemos:

- Cubrir al paciente con una sábana o manta.
- Descubrir sólo los brazos, piernas y pecho.
- Colocar los electrodos de extremidades en las raíces de los brazos o muslos, donde el temblor es menor.

Conviene pedir al paciente que al ser adquirido el ECG: *cierre los ojos, se relaje, respire normal y no se mueva.*

Si el paciente no tiene extremidad(es): usaremos cualquier electrodo menos los de tipo pinza, colocándolos en el pecho cerca de los hombros (electrodos de brazos) y en las fosas iliacas (electrodos de piernas).

3.- Errores más frecuentes en el registro del ECG:

- Inversión de cables del brazo derecho, con el brazo izquierdo: esto produce inversión de las ondas en DI, es decir, se registra una onda P, QRS y T negativos. No se debe confundir con una dextrocardia. Las derivaciones precordiales no presentan alteración.
- Inversión de cables de la pierna izquierda con el brazo derecho: Esto produce una onda P negativa en DI, DII y DIII.
- Colocación del electrodo de V1 en el 3er espacio intercostal derecho en vez del 4º espacio intercostal: se producirá una positividad terminal en (R').
- Exceso de gel conductor en el área precordial: este exceso produce una comunicación entre todos los electrodos torácicos, por lo cual se obtendrá un trazado similar en todas las derivaciones precordiales, puesto que se forma un electrodo común.
- Temblor corporal por falta de colaboración del paciente o de explicación adecuada.

4.- Observaciones

Que estén completas las ondas de las derivaciones. Si han sido recortadas, verificar que estén bien ubicadas.

- En AVR: P, complejo QRS y T son negativos.
- En I, II y III: la onda P es positiva.

B.2.- MANUAL DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO PLANIFICADO

EQUIPO	FRECUENCIA DE MANTENIMIENTO
Módulo con Interface en Labview para evaluar el sistema cardiovascular	Semestral

PROCESO DE UTILIZACION DE RUTINAS DE MANTENIMIENTO

1. Buscar la hoja para ejecutar la rutina correspondiente.
2. Preparar el material, las herramientas, el equipo y los repuestos necesarios para ejecutar la rutina.
3. Dirigirse hacia el lugar donde se encuentra el equipo.
5. Hablar con el operador para detectar fallas en el funcionamiento del equipo (Ejecutar una prueba de funcionamiento junto con el operador si es posible)
6. Ejecutar paso por paso la rutina indicada en el formato, señalando con un cheque después de ejecutar cada paso. NOTA: si existe algo inusual o que merezca anotarse, registrarlo en el espacio para observaciones.
7. Si el problema indicado por el operador no ha sido corregido, anotarlo en observaciones para programar un mantenimiento correctivo.

1. RUTINA DE MANTENIMIENTO

Cada parte del formato debe ser completado por el personal encargado de ejecutar la rutina.

La casilla aspectos representa cada uno de los pasos a ser evaluados los mismos que deben ejecutarse en el orden señalado.

La casilla observación tiene una subdivisión la misma que se marcará de acuerdo a si se realizó o no el aspecto indicado en la casilla anterior.

La casilla observación se completará en caso de existir alguna irregularidad en el aspecto revisado.

ASPECTOS	Realización		Observación
	SI	NO	
Inspeccionar las condiciones ambientales en las que se encuentra el equipo			
Efectuar limpieza integral externa del equipo			
Inspeccionar gabinete, carcasa y aspecto físico en general			
Efectuar limpieza integral interna del equipo			
Inspeccionar cables, electrodos, terminales y demás elementos eléctricos y electrónicos.			
Realizar prueba de señal y compruebe su forma y amplitud			
Calibrar si es necesario			
Verificar funcionamiento del equipo en todos los modos, en conjunto con el operador.			

Fecha de realización:

Tiempo de ejecución (Tiempo estándar 1 H):

2.- REVISION DE MATERIAL :

MATERIAL	OBSERVACIONES
Electrodos de pinza para miembros	
Electrodos de succión para las derivaciones precordiales	
Cables estandarizados para electrodos tipo pinza	
Cables estandarizados para electrodos tipo succión	
Accesorios de NI DAQ USB 6210	
Tarjeta de adquisición de datos NI DAQ USB 6210.	

B.3.- MANUAL DE MANTENIMIENTO DEL EQUIPO

Equipo: Módulo con interface en labview para evaluar el sistema cardiovascular

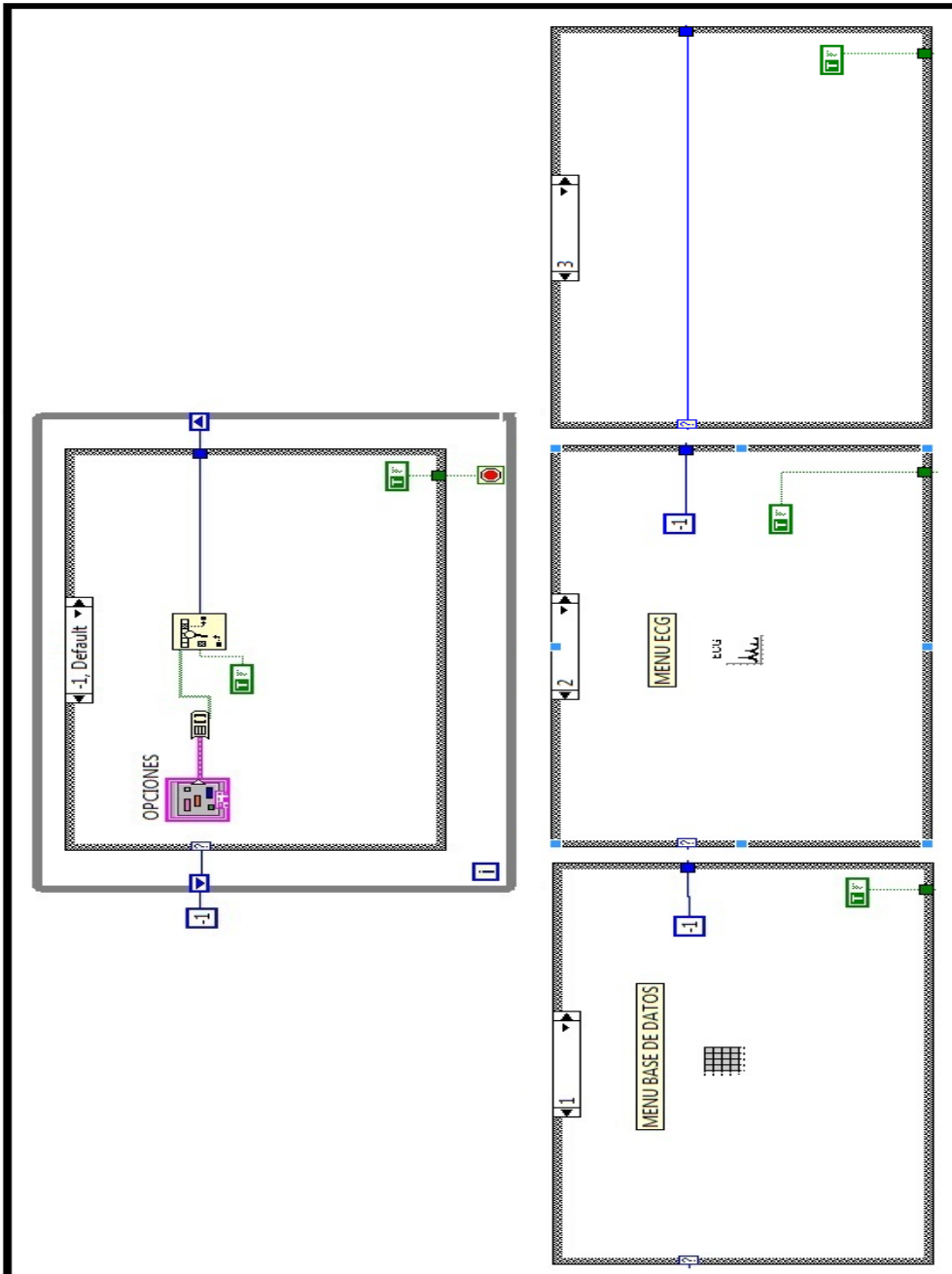
- a) Apagar todas las fuentes de alimentación al módulo y desconectar todos los cables y/o accesorios externos. Asegurarse de que no sea operada mientras dure el trabajo.
- b) Abrir la carcasa del módulo para realizar la revisión interna.
- c) Identificar los puntos de suelda fríos, cables rotos o elementos quemados ya sea mediante la observación de marcas oscuras que denotan daños o mediante un multímetro.
- d) Una vez identificados dichos daños cambiar los elementos que tengan desperfectos de acuerdo a los planos realizados por el fabricante.

- e) Colocar la carcasa y los tornillos en las zonas correspondientes.
- f) Probar cada uno de los cables y los electrodos ayudados por el osciloscopio y el multímetro y cambiar aquellos que presenten desperfectos.
- g) Revisar minuciosamente el cable USB de la tarjeta de adquisición de datos NI DAQ USB 6210 y las entradas de la misma para asegurarnos de que todas están en perfecto estado.

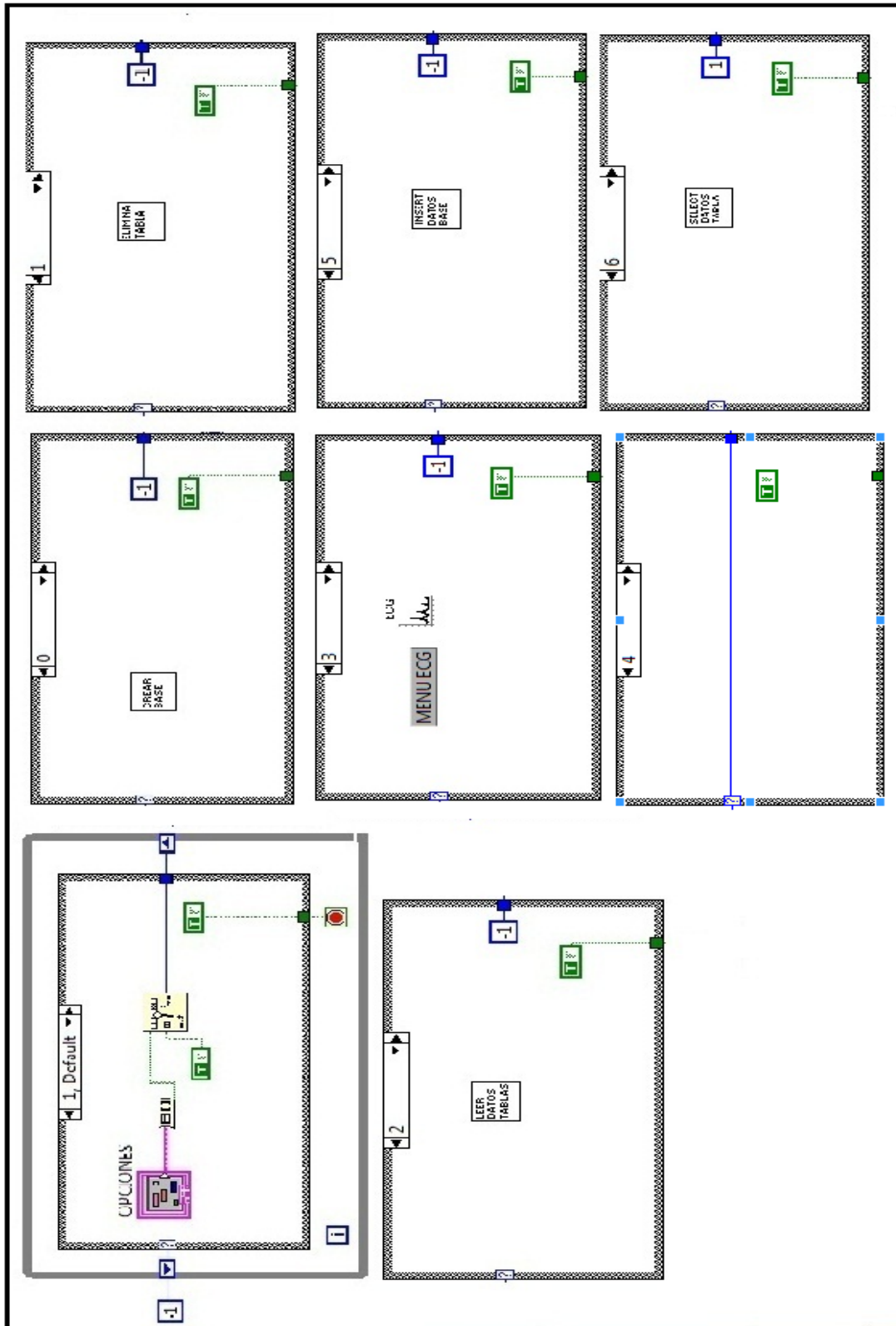
ANEXO C

Este anexo posee la documentación referida a la programación del software realizado.

C.1.- Pantalla Principal

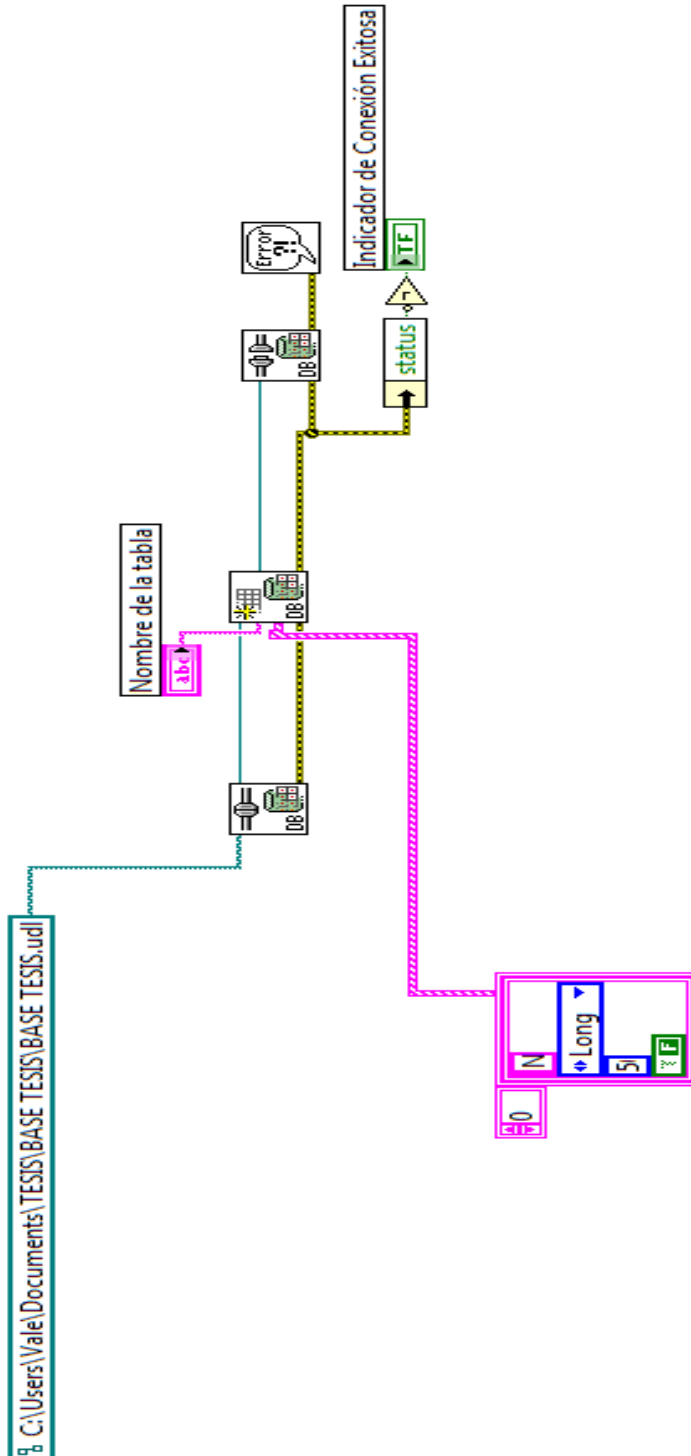


C.2.- Pantalla Menú Base de Datos

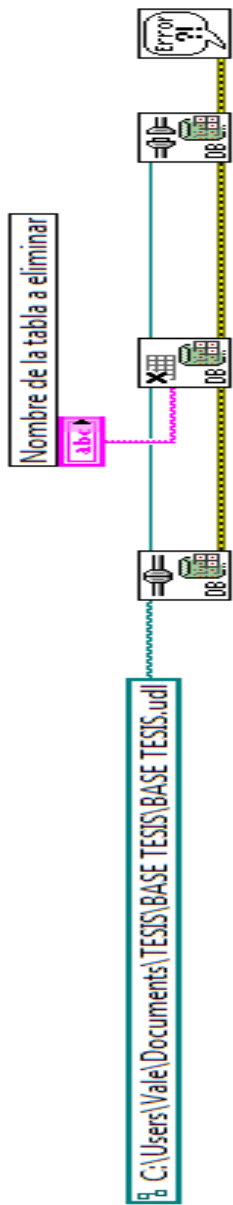


C.3.- Programación de las opciones del menú Base de Datos.

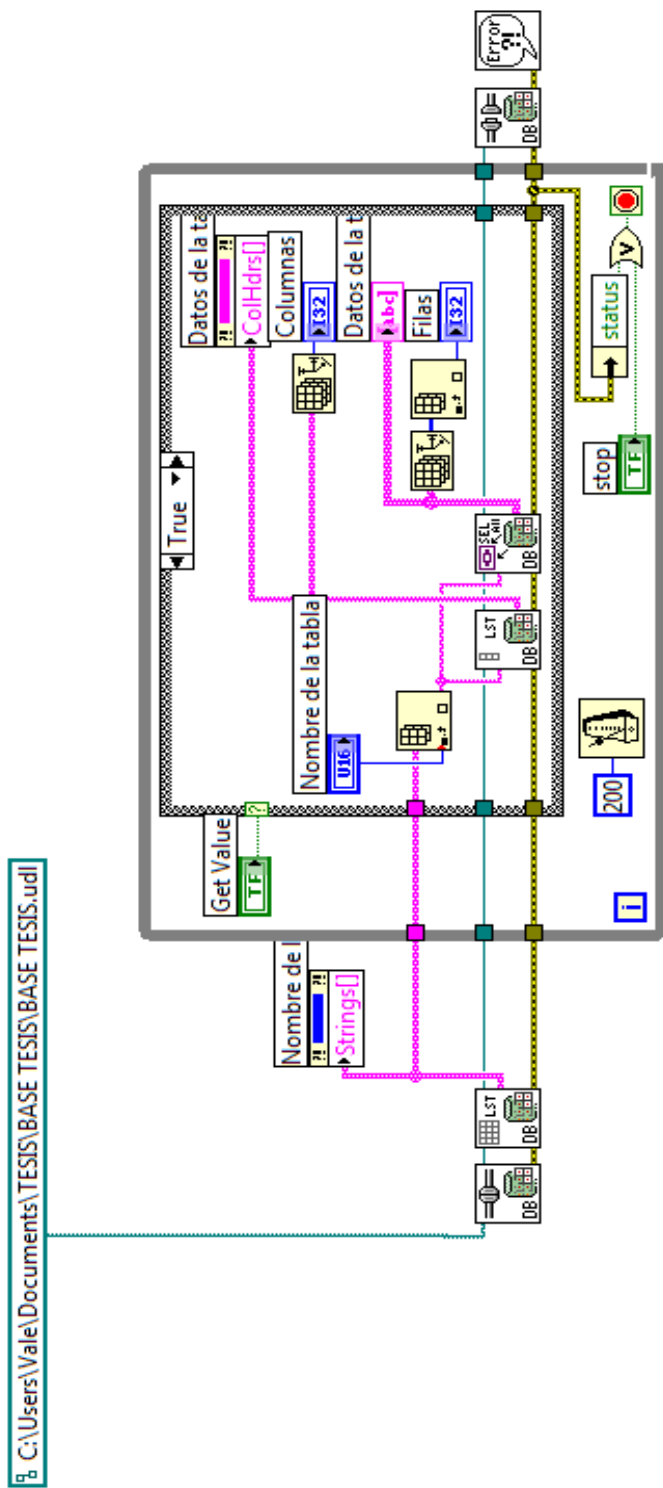
C.3.1.- Botón Crear Tabla



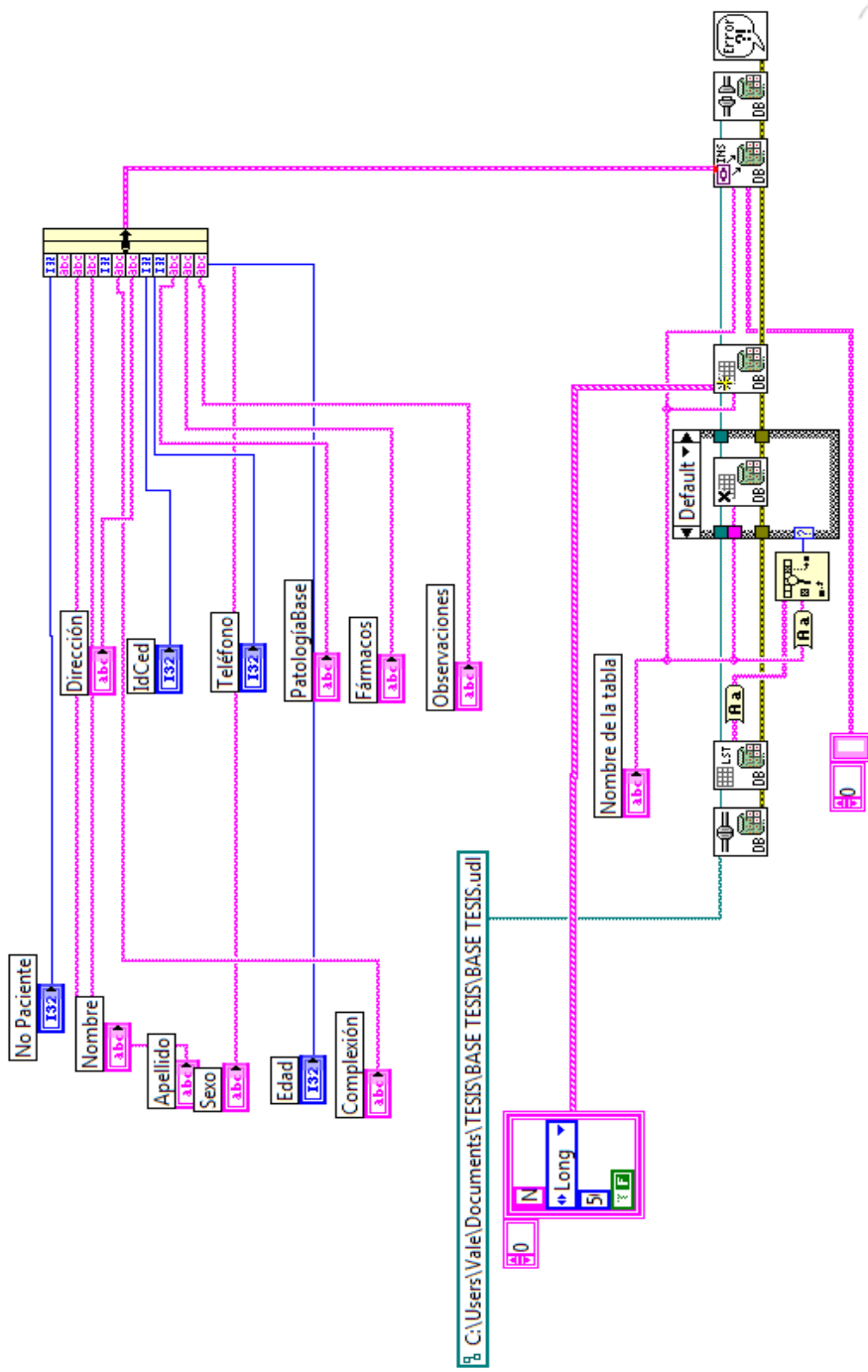
C.3.2.- Botón Eliminar tabla



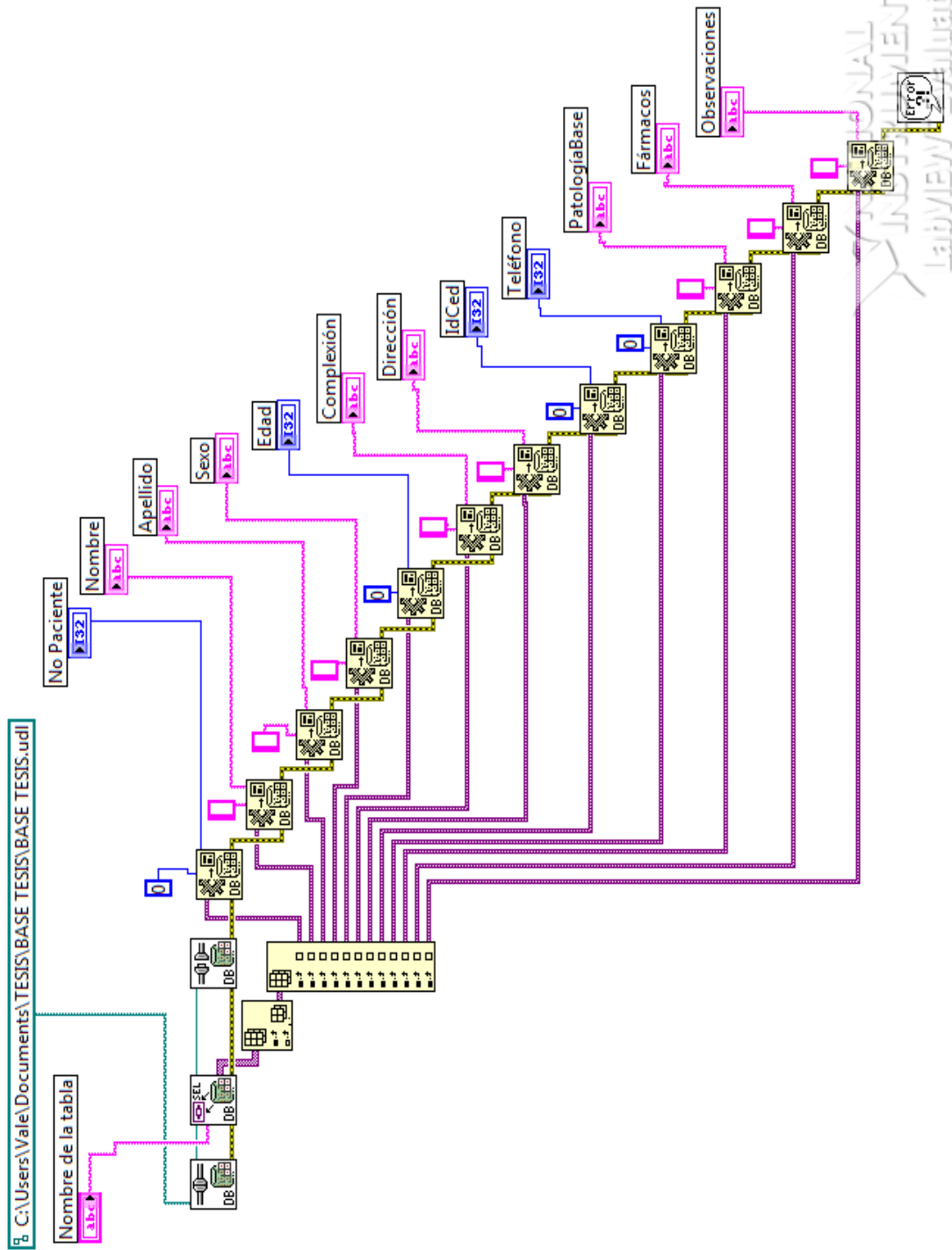
C.3.3.- Botón leer base



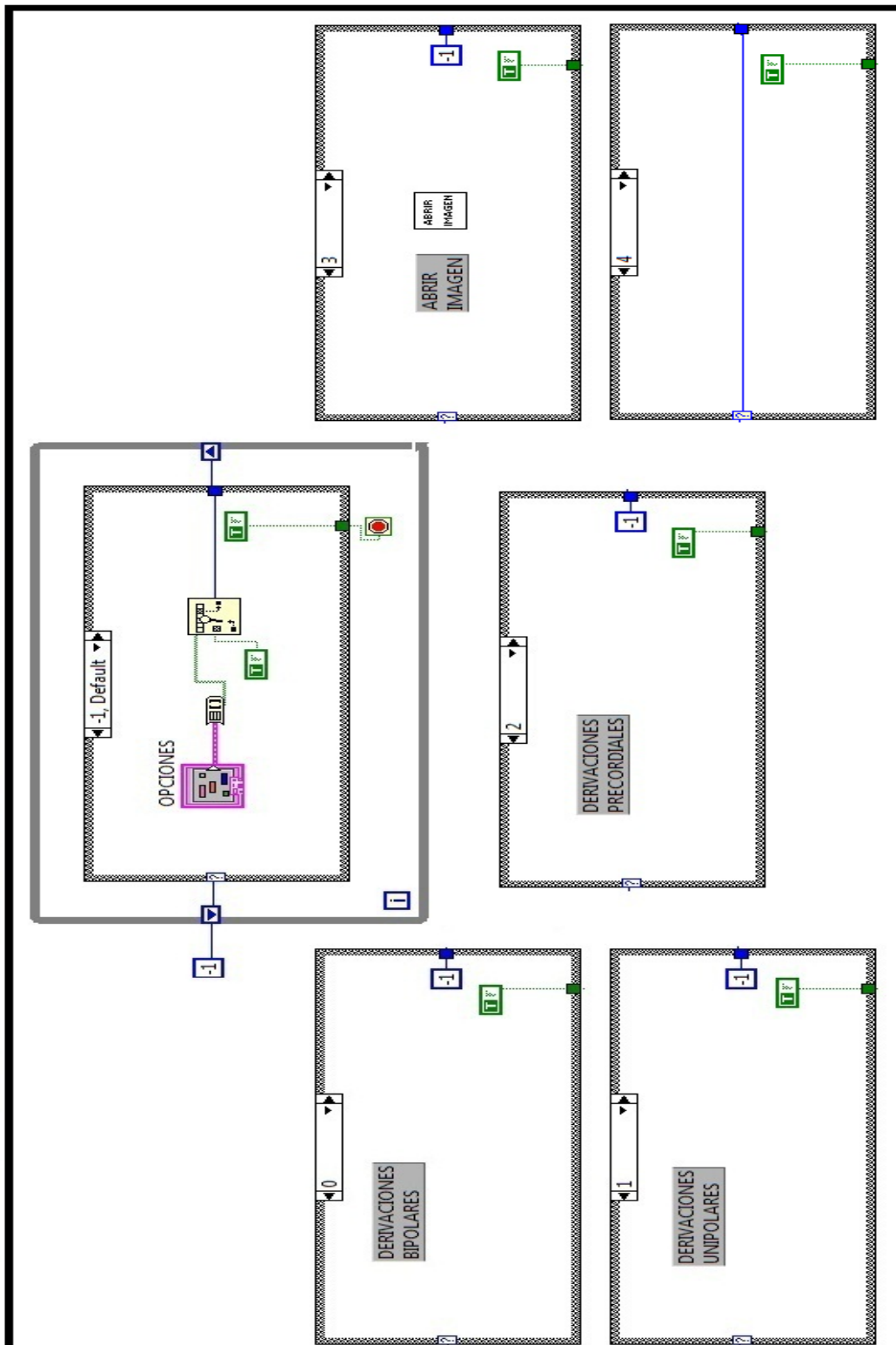
C.3.4.- Botón insertar usuario



C.3.5.- Botón seleccionar usuario

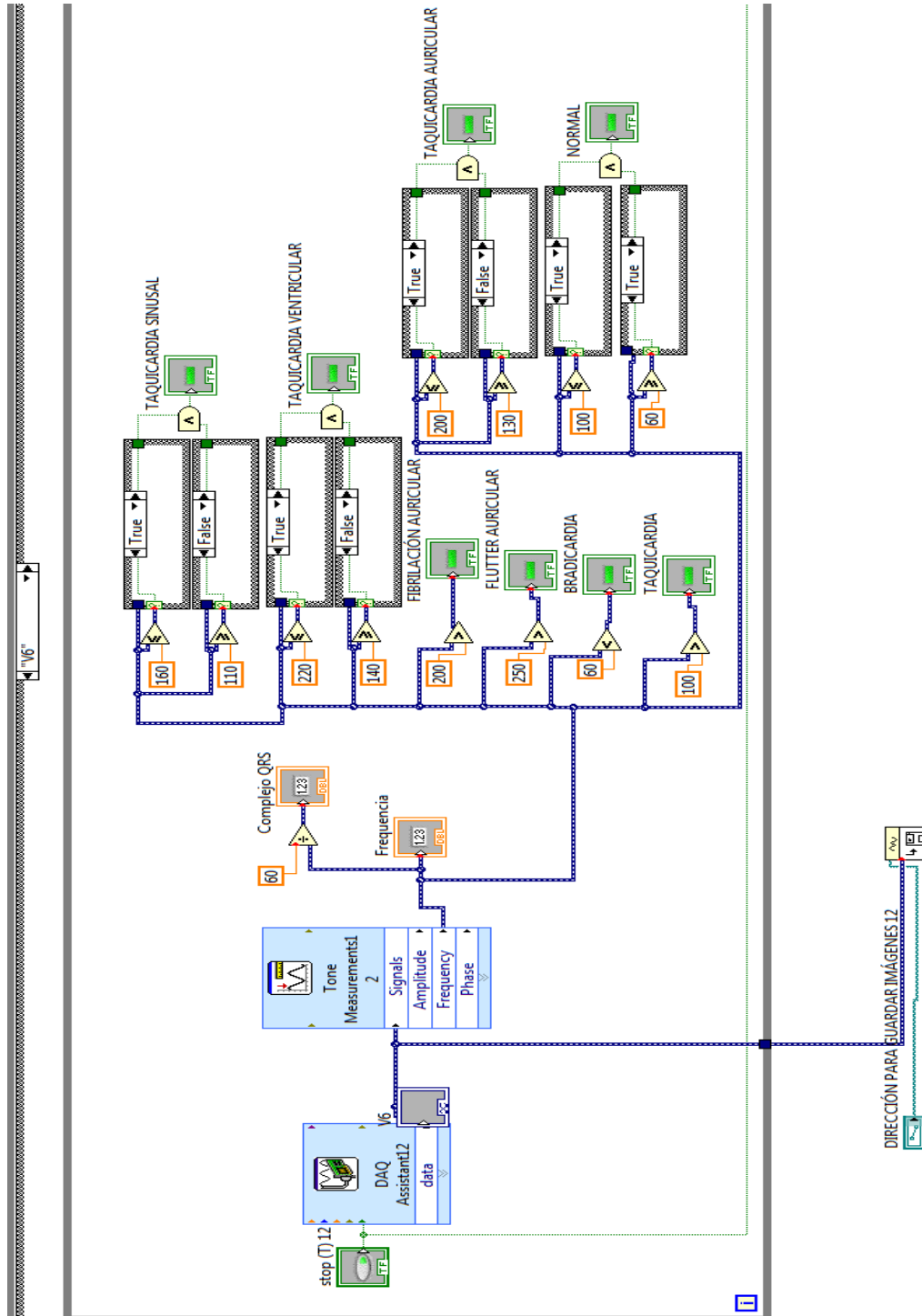


C.4.- Pantalla Menú ECG

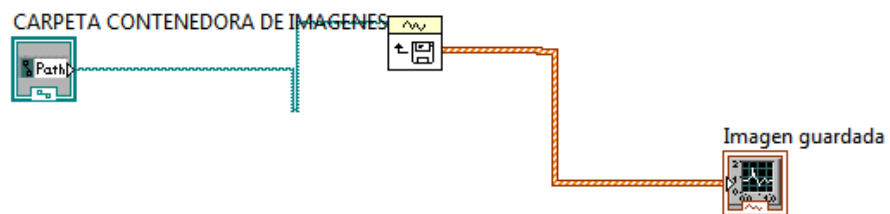


C.5.- Programación de las opciones del menú ECG.

C.5.1.- Botón Realizar examen.



C.5.2.- Botón Abrir Imágenes



ANEXO D

Esta sección contiene los datasheets de cada uno de los elementos empleados, en los mismos que se puede encontrar la información necesaria para su empleo.

D.1 DATASHEET DEL AMPLIFICADOR OPERACIONAL LF 353 N



www.fairchildsemi.com

LF353

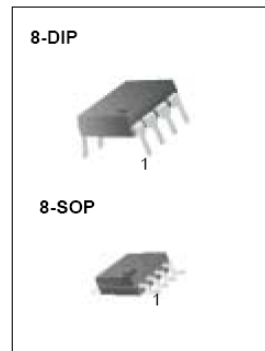
Dual Operational Amplifier (JFET)

Features

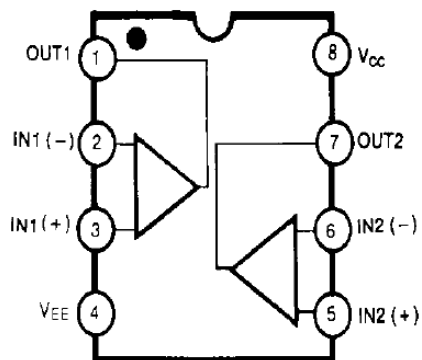
- Internally trimmed offset voltage: 10mV
- Low input bias current: 50pA
- Wide gain bandwidth: 4MHz
- High slew rate: 13V/μs
- High Input impedance: $10^{12}\Omega$

Description

The LF353 is a JFET input operational amplifier with an internally compensated input offset voltage. The JFET input device provides wide bandwidth, low input bias currents and offset currents.



Internal Block Diagram

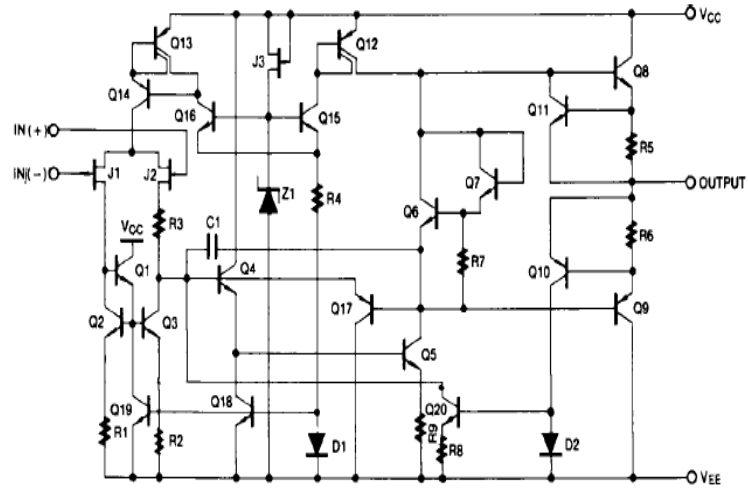


Rev. 1.0.0

©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

Schematic Diagram

(One Section Only)



Absolute Maximum Ratings

Parameter	Symbol	Value	Unit
Power Supply Voltage	V_{CC}	± 18	V
Differential Input Voltage	$V_I(\text{DIFF})$	30	V
Input Voltage Range	V_I	± 15	V
Output Short Circuit Duration	-	Continuous	-
Power Dissipation	P_D	500	mW
Operating Temperature Range	T_{OPR}	0 ~ +70	°C
Storage Temperature Range	T_{STG}	-65 ~ +150	°C

Electrical Characteristics

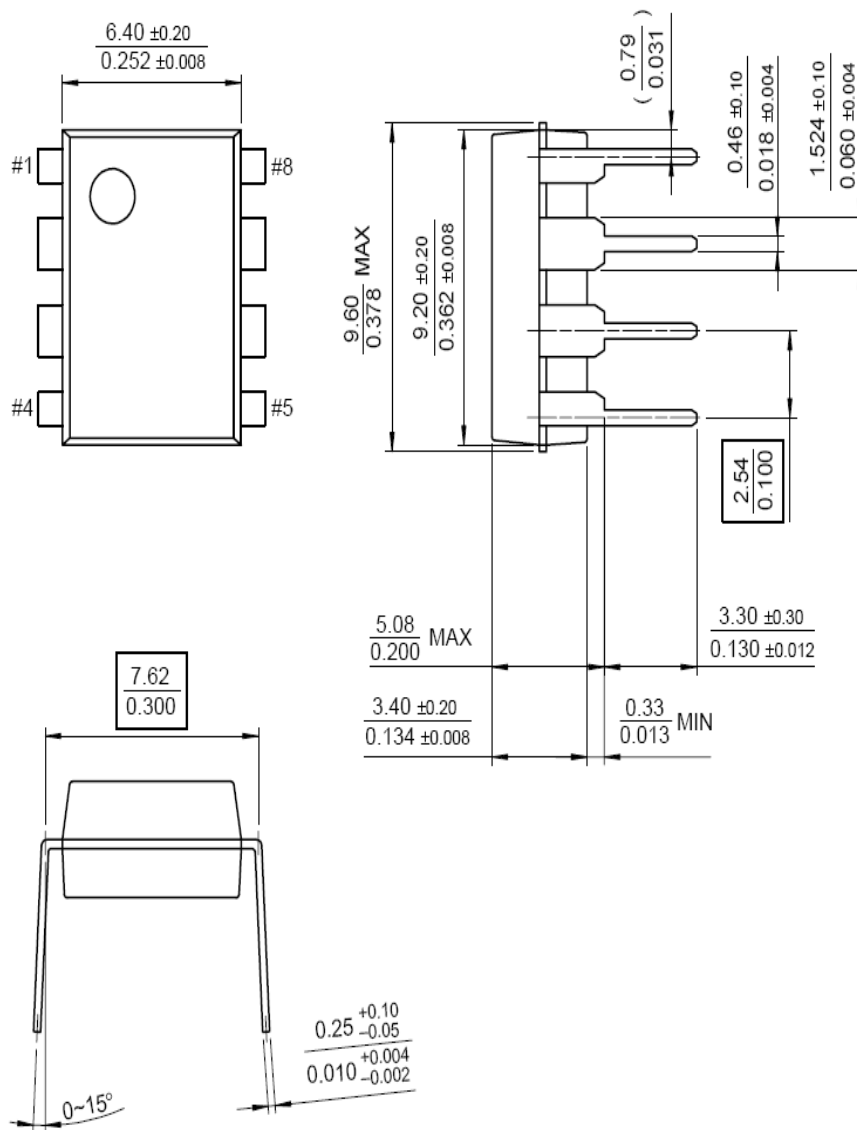
($V_{CC} = +15V$, $V_{EE} = -15V$, $T_A = 25^\circ C$, unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
Input Offset Voltage	V_{IO}	$R_S = 10K\Omega$	-	5.0	10	mV
		$0^\circ C \leq T_A \leq +70^\circ C$	-	-	-	-
Input Offset Voltage Drift	$\Delta V_{IO}/\Delta T$	$R_S = 10K\Omega$	-	10	-	$\mu V/^\circ C$
Input Offset Current	I_{IO}		-	25	100	pA
		$0^\circ C \leq T_A \leq +70^\circ C$	-	-	4	nA
Input Bias Current	I_{BIAS}		-	50	200	pA
		$0^\circ C \leq T_A \leq +70^\circ C$	-	-	8	nA
Input Resistance	R_I	-	-	10^{12}	-	Ω
Large Signal Voltage Gain	G_V	$V_{O(P-P)} = \pm 10V$	25	100	-	V/mV
		$R_L = 2K\Omega$	$0^\circ C \leq T_A \leq +70^\circ C$	15	-	-
Output Voltage Swing	$V_{O(P-P)}$	$R_L = 10K\Omega$	± 12	± 13.5	-	V
Input Voltage Range	$V_{I(R)}$	-	± 11	$\pm 15/-12$	-	V
Common Mode Rejection Ratio	CMRR	$R_S \leq 10K\Omega$	70	100	-	dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$R_S \leq 10K\Omega$	70	100	-	dB
Power Supply Current	I_{CC}	-	-	3.6	6.5	mA
Slew Rate	SR	$G_V = 1$	-	13	-	V/ μS
Gain-Bandwidth Product	GBW	-	-	4	-	MHz
Channel Separation	CS	$f = 1Hz \sim 20KHz$ (Input referenced)	-	120	-	dB
Equivalent Input Noise Voltage	V_{NI}	$R_S = 100\Omega$ $f = 1KHz$	-	16	-	nV/\sqrt{Hz}
Equivalent Input Noise Current	I_{NI}	$f = 1KHz$	-	0.01	-	pA/\sqrt{Hz}

Mechanical Dimensions

Package

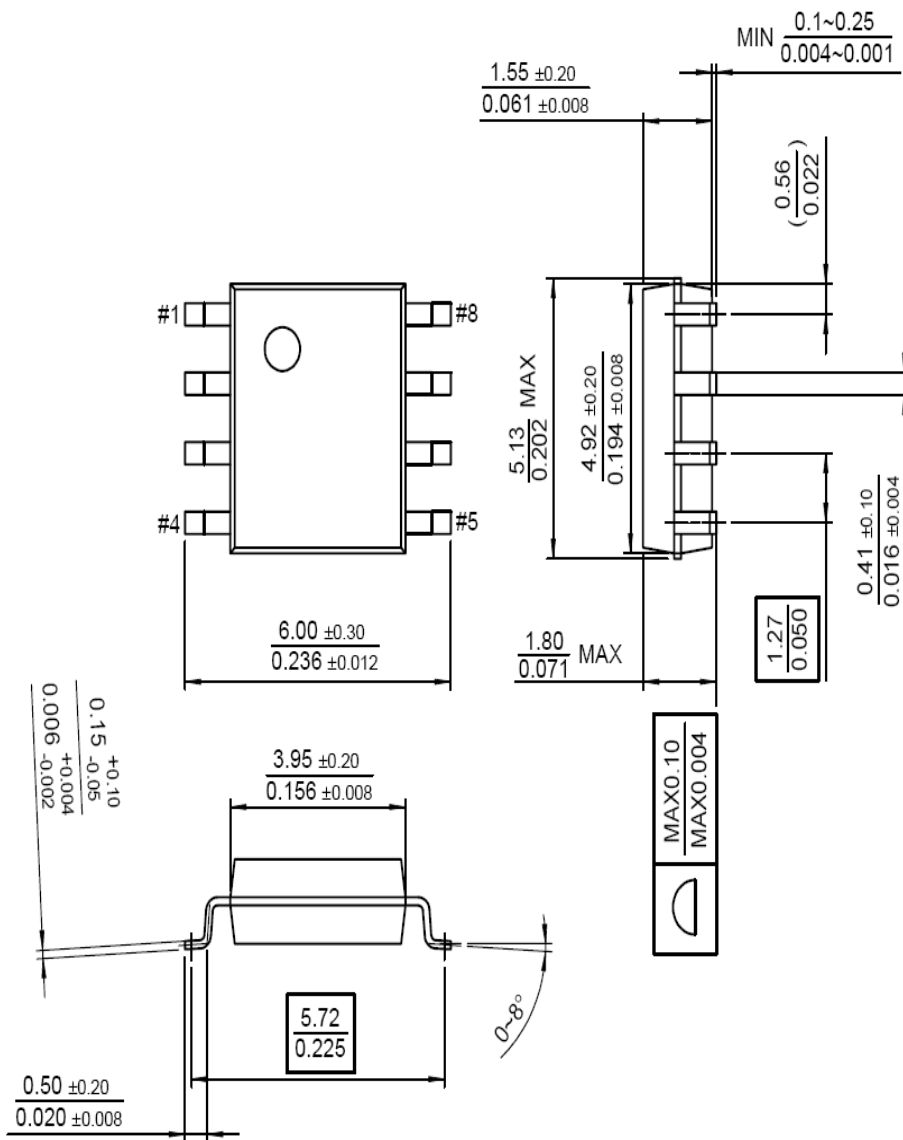
8-DIP



Mechanical Dimensions

Package

8-SOP



Ordering Information

Product Number	Package	Operating Temperature
LF353N	8-DIP	0 ~ + 70°C
LF353M	8-SOP	

DISCLAIMER

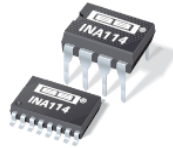
FAIRCHILD SEMICONDUCTOR RESERVES THE RIGHT TO MAKE CHANGES WITHOUT FURTHER NOTICE TO ANY PRODUCTS HEREIN TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN. FAIRCHILD DOES NOT ASSUME ANY LIABILITY ARISING OUT OF THE APPLICATION OR USE OF ANY PRODUCT OR CIRCUIT DESCRIBED HEREIN; NEITHER DOES IT CONVEY ANY LICENSE UNDER ITS PATENT RIGHTS, NOR THE RIGHTS OF OTHERS.

LIFE SUPPORT POLICY

FAIRCHILD'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT OF FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and (c) whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury of the user.
2. A critical component in any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

D.2 DATASHEET DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN INA114AP



INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 50µV max
- **LOW DRIFT:** 0.25µV/°C max
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 2nA max
- **HIGH COMMON-MODE REJECTION:** 115dB min
- **INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION:** ±40V
- **WIDE SUPPLY RANGE:** ±2.25 to ±18V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 3mA max
- **8-PIN PLASTIC AND SOL-16**

DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

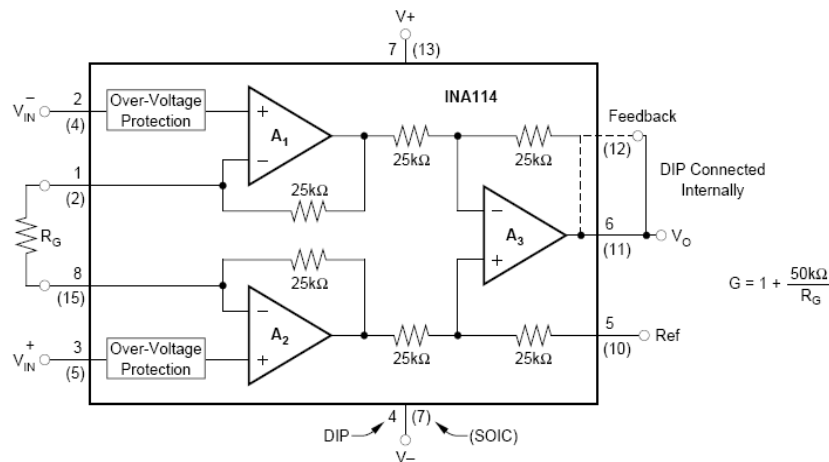
A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.25µV/°C) and high common-mode rejection (115dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as ±2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40°C to +85°C temperature range.

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111
 Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

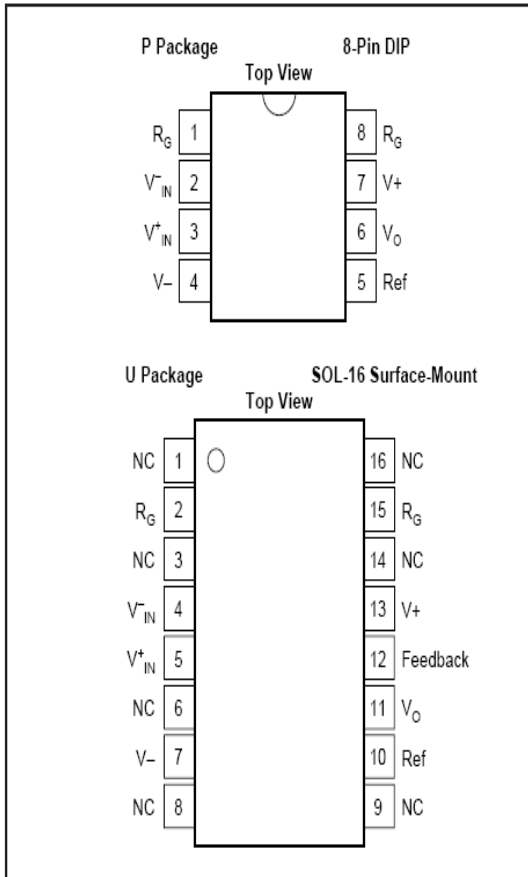
PARAMETER	CONDITIONS	INA114BP, BU			INA114AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT Offset Voltage, RTI Initial vs Temperature vs Power Supply Long-Term Stability Impedance, Differential Common-Mode Input Common-Mode Range Safe Input Voltage Common-Mode Rejection	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{MIN}}$ to T_{MAX} $V_S = \pm 2.25\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$ $V_{\text{CM}} = \pm 10\text{V}$, $\Delta R_S = 1\text{k}\Omega$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		$\pm 10 + 20/G$ $\pm 0.1 + 0.5/G$ $0.5 + 2/G$ $\pm 0.2 + 0.5/G$ $10^{10} \parallel 6$ $10^{10} \parallel 6$ ± 13.5	$\pm 50 + 100/G$ $\pm 0.25 + 5/G$ $3 + 10/G$		$\pm 25 + 30/G$ $\pm 0.25 + 5/G$ * * * * *	$\pm 125 + 500/G$ $\pm 1 + 10/G$ * * * * *	μV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/\text{V}$ $\mu\text{V}/\text{mo}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ $\Omega \parallel \text{pF}$ V V
BIAS CURRENT vs Temperature			± 0.5 ± 8	± 2		* *	± 5	nA $\text{pA}/^\circ\text{C}$
OFFSET CURRENT vs Temperature			± 0.5 ± 8	± 2		* *	± 5	nA $\text{pA}/^\circ\text{C}$
NOISE VOLTAGE, RTI $f = 10\text{Hz}$ $f = 100\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz Noise Current $f = 10\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz	$G = 1000$, $R_S = 0\Omega$		15 11 11 0.4			* * * *		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\mu\text{Vp-p}$ $\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ pAp-p
GAIN Gain Equation Range of Gain Gain Error Gain vs Temperature 50k Ω Resistance ⁽¹⁾ Nonlinearity	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ $G = 1$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$	1	$1 + (50\text{k}\Omega/R_S)$ ± 0.01 ± 0.02 ± 0.05 ± 0.5 ± 2 ± 25 ± 0.0001 ± 0.0005 ± 0.0005 ± 0.002	10000 ± 0.05 ± 0.4 ± 0.5 ± 1 ± 10 ± 100 ± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.01	*	* * * * * * * * * * *	* * ± 0.5 ± 0.7 ± 2 ± 10 * ± 0.002 ± 0.004 ± 0.004 ± 0.02	V/V V/V % % % % $\text{ppm}/^\circ\text{C}$ $\text{ppm}/^\circ\text{C}$ % of FSR % of FSR % of FSR % of FSR
OUTPUT Voltage Load Capacitance Stability Short Circuit Current	$I_O = 5\text{mA}$, T_{MIN} to T_{MAX} $V_S = \pm 11.4\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_S = \pm 2.25\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$	± 13.5 ± 10 ± 1	± 13.7 ± 10.5 ± 1.5 1000 $+20/-15$		* * *	* * * * *		V V V pF mA
FREQUENCY RESPONSE Bandwidth, -3dB Slew Rate Settling Time, 0.01% Overload Recovery	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ $V_O = \pm 10\text{V}$, $G = 10$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$ 50% Overdrive		1 100 10 1 0.3 0.6 18 20 120 1100 20			* * * * * * * * * * *		MHz kHz kHz kHz $\text{V}/\mu\text{s}$ μs μs μs μs μs
POWER SUPPLY Voltage Range Current	$V_{\text{IN}} = 0\text{V}$	± 2.25	± 15 ± 2.2	± 18 ± 3	* *	* *	* *	V mA
TEMPERATURE RANGE Specification Operating θ_{JA}		-40 -40	80	85 125	* *		* *	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$

* Specification same as INA114BP/BU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50k Ω " term in the gain equation.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

PIN CONFIGURATIONS



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Supply Voltage	$\pm 18V$
Input Voltage Range	$\pm 40V$
Output Short-Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature	$-40^\circ C$ to $+125^\circ C$
Storage Temperature	$-40^\circ C$ to $+125^\circ C$
Junction Temperature	$+150^\circ C$
Lead Temperature (soldering, 10s)	$+300^\circ C$

NOTE: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage.

ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

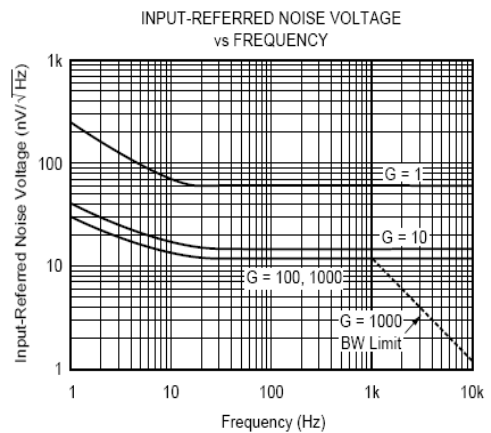
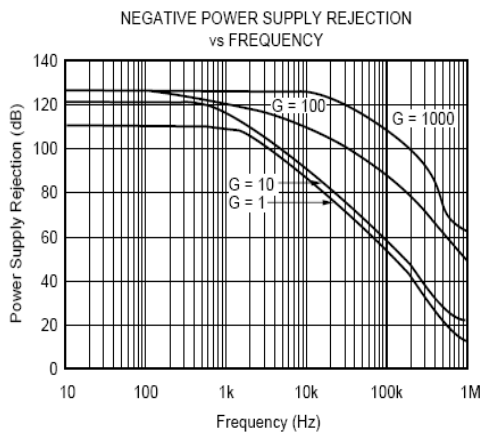
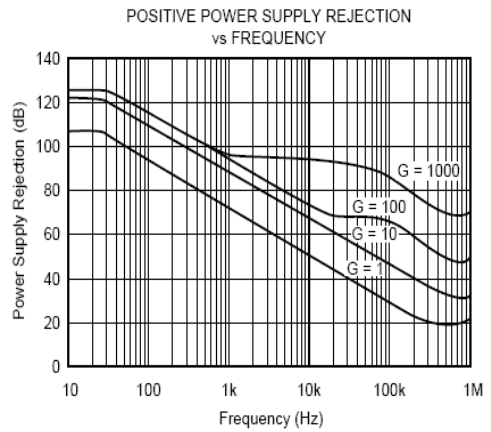
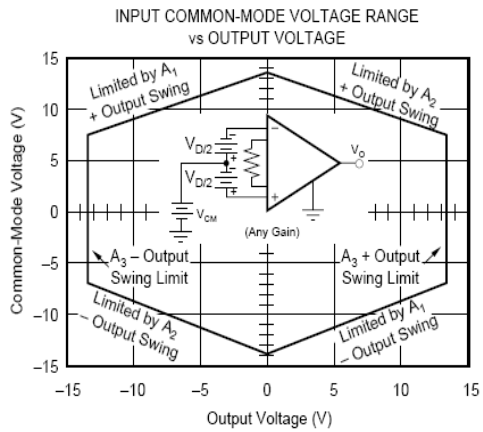
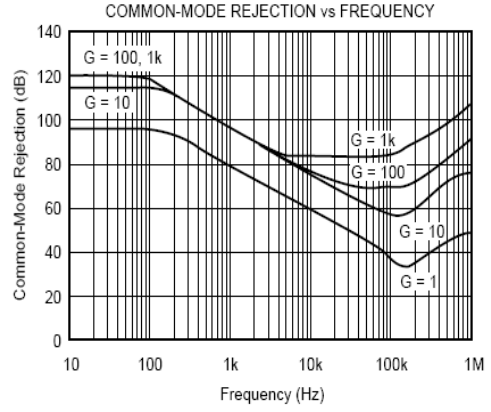
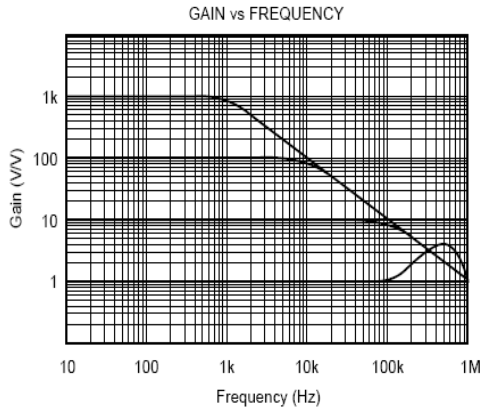
PACKAGE/ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	TEMPERATURE RANGE
INA114AP	8-Pin Plastic DIP	006	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$
INA114BP	8-Pin Plastic DIP	006	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$
INA114AU	SOL-16 Surface-Mount	211	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$
INA114BU	SOL-16 Surface-Mount	211	$-40^\circ C$ to $+85^\circ C$

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book.

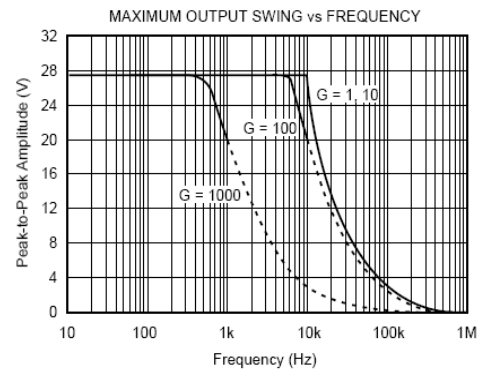
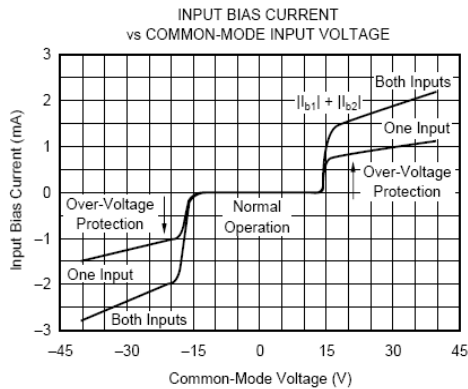
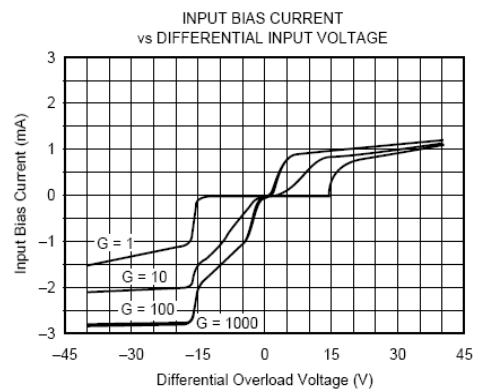
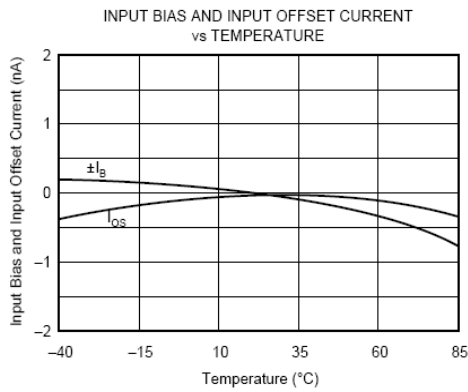
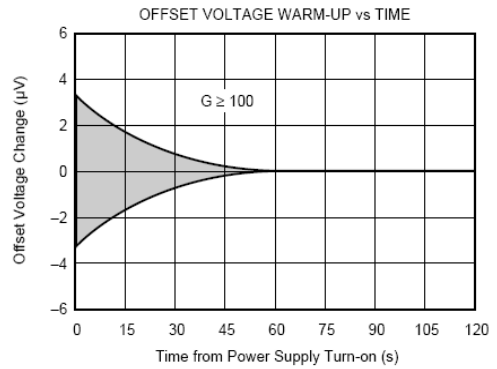
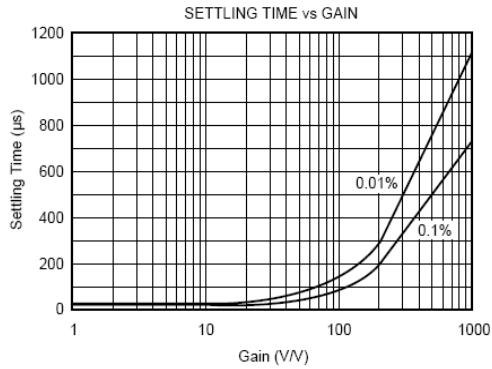
TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



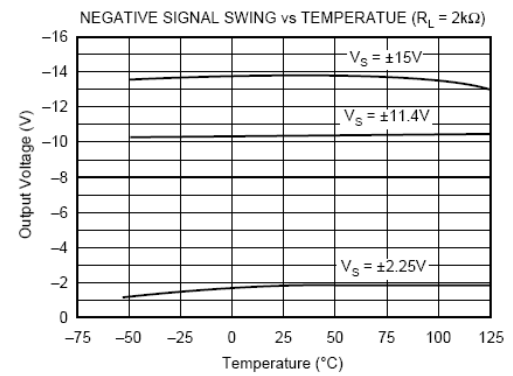
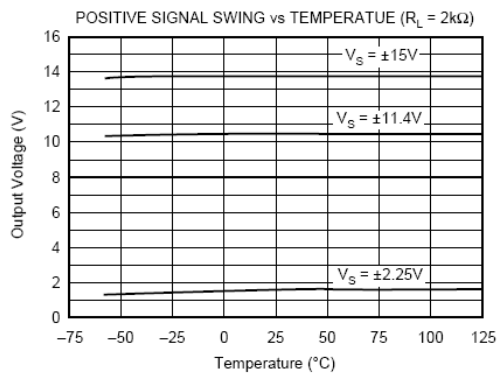
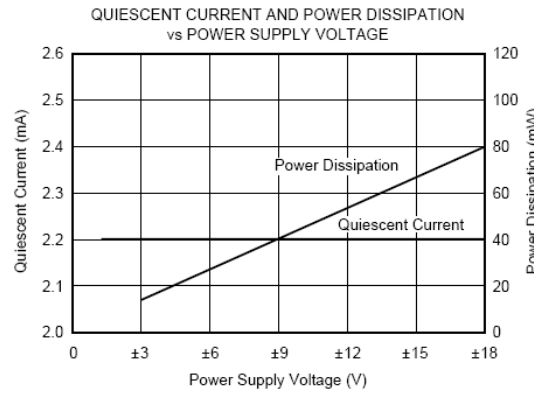
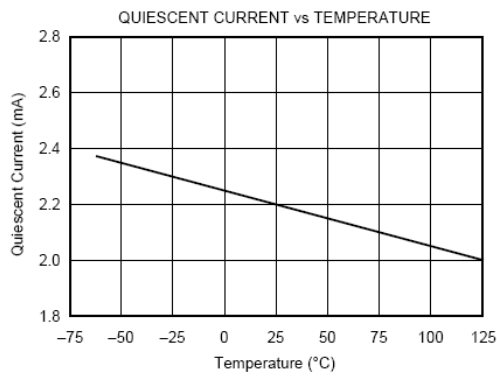
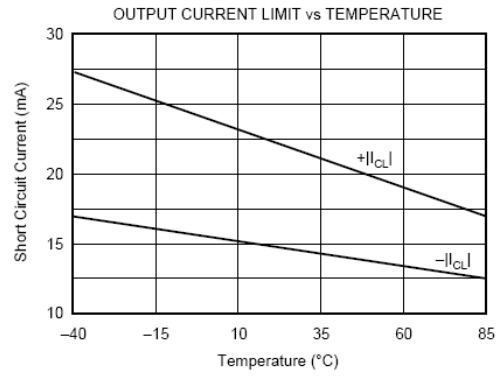
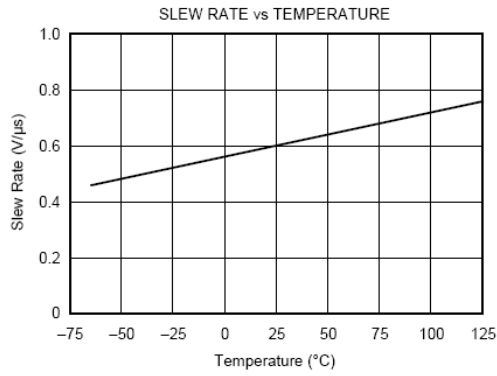
TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

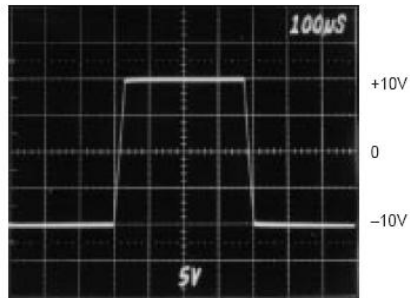
At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.



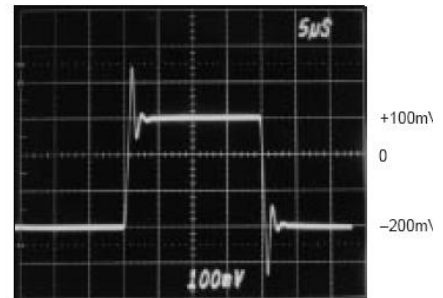
TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, unless otherwise noted.

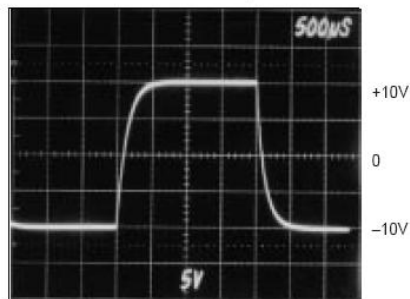
LARGE SIGNAL RESPONSE, $G = 1$



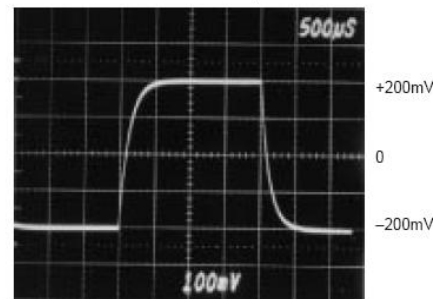
SMALL SIGNAL RESPONSE, $G = 1$



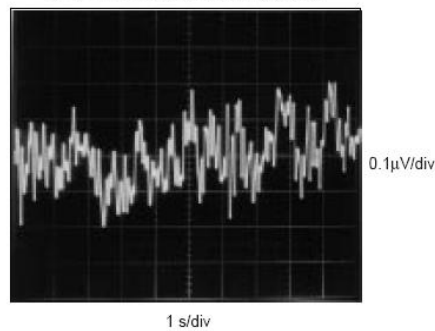
LARGE SIGNAL RESPONSE, $G = 1000$



SMALL SIGNAL RESPONSE, $G = 1000$



INPUT-REFERRED NOISE, 0.1 to 10Hz



APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA114. Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output reference (Ref) terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to assure good common-mode rejection. A resistance of 5Ω in series with the Ref pin will cause a typical device to degrade to approximately 80dB CMR ($G = 1$).

SETTING THE GAIN

Gain of the INA114 is set by connecting a single external resistor, R_G :

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Commonly used gains and resistor values are shown in Figure 1.

The 50kΩ term in equation (1) comes from the sum of the two internal feedback resistors. These are on-chip metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute val-

ues. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA114.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor, R_G , also affects gain. R_G 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance which will contribute additional gain error (possibly an unstable gain error) in gains of approximately 100 or greater.

NOISE PERFORMANCE

The INA114 provides very low noise in most applications. For differential source impedances less than 1kΩ, the INA103 may provide lower noise. For source impedances greater than 50kΩ, the INA111 FET-input instrumentation amplifier may provide lower noise.

Low frequency noise of the INA114 is approximately 0.4μV_{p-p} measured from 0.1 to 10Hz. This is approximately one-tenth the noise of "low noise" chopper-stabilized amplifiers.

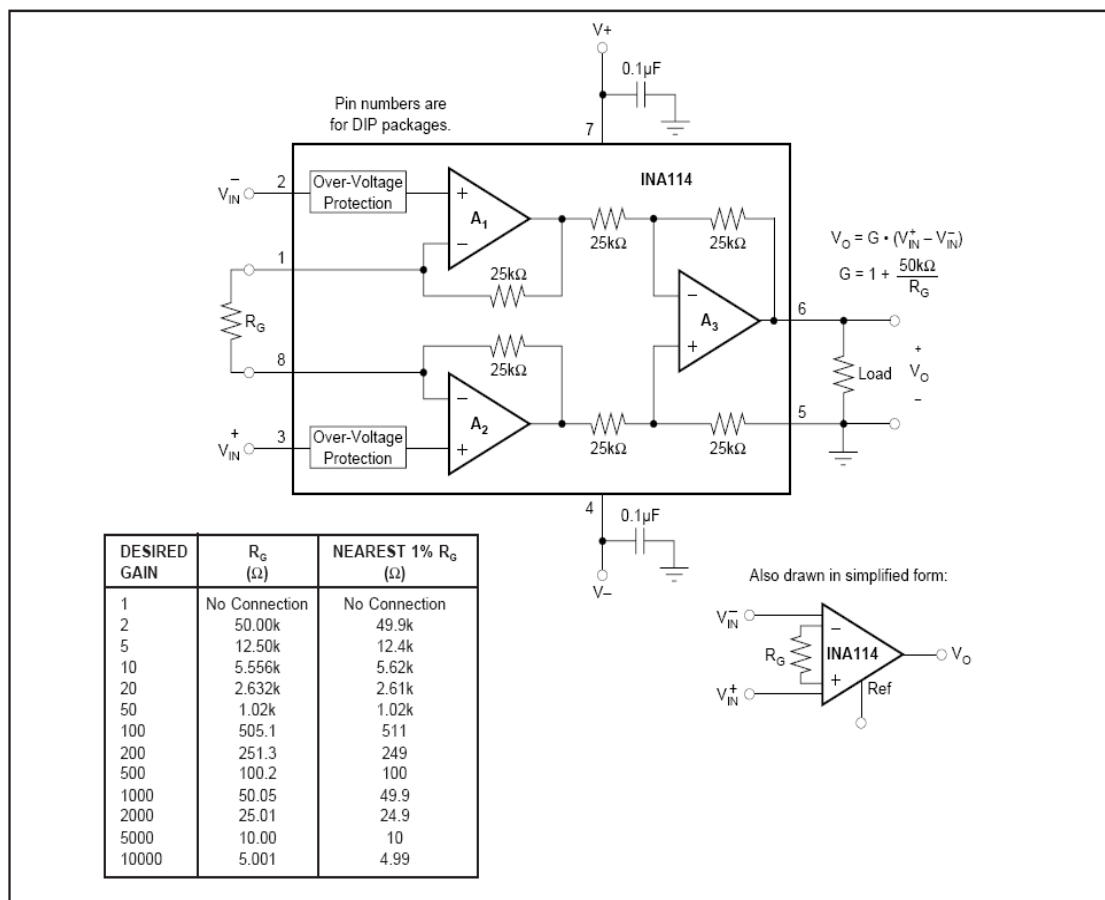


FIGURE 1. Basic Connections.

OFFSET TRIMMING

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage and drift. Most applications require no external offset adjustment. Figure 2 shows an optional circuit for trimming the output offset voltage. The voltage applied to Ref terminal is summed at the output. Low impedance must be maintained at this node to assure good common-mode rejection. This is achieved by buffering trim voltage with an op amp as shown.

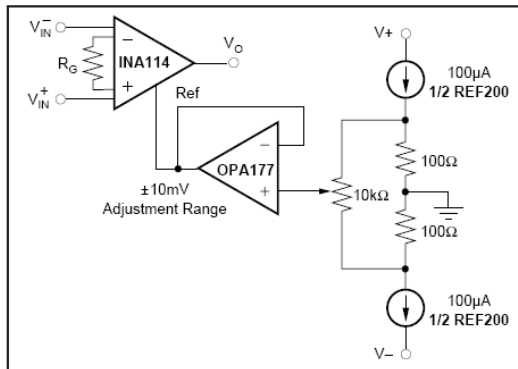


FIGURE 2. Optional Trimming of Output Offset Voltage.

INPUT BIAS CURRENT RETURN PATH

The input impedance of the INA114 is extremely high—approximately $10^{10}\Omega$. However, a path must be provided for the input bias current of both inputs. This input bias current is typically less than $\pm 1\text{nA}$ (it can be either polarity due to cancellation circuitry). High input impedance means that this input bias current changes very little with varying input voltage.

Input circuitry must provide a path for this input bias current if the INA114 is to operate properly. Figure 3 shows various provisions for an input bias current path. Without a bias current return path, the inputs will float to a potential which exceeds the common-mode range of the INA114 and the input amplifiers will saturate. If the differential source resistance is low, bias current return path can be connected to one input (see thermocouple example in Figure 3). With higher source impedance, using two resistors provides a balanced input with possible advantages of lower input offset voltage due to bias current and better common-mode rejection.

INPUT COMMON-MODE RANGE

The linear common-mode range of the input op amps of the INA114 is approximately $\pm 13.75\text{V}$ (or 1.25V from the power supplies). As the output voltage increases, however, the linear input range will be limited by the output voltage swing of the input amplifiers, A_1 and A_2 . The common-mode range is related to the output voltage of the complete amplifier—see performance curve “Input Common-Mode Range vs Output Voltage.”

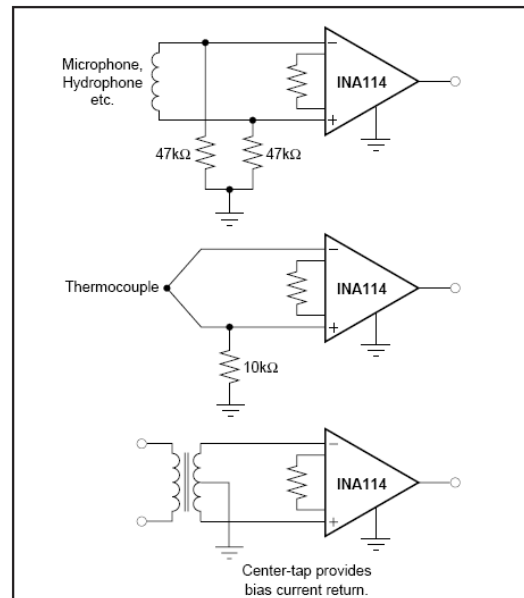


FIGURE 3. Providing an Input Common-Mode Current Path.

A combination of common-mode and differential input signals can cause the output of A_1 or A_2 to saturate. Figure 4 shows the output voltage swing of A_1 and A_2 expressed in terms of a common-mode and differential input voltages. Output swing capability of these internal amplifiers is the same as the output amplifier, A_3 . For applications where input common-mode range must be maximized, limit the output voltage swing by connecting the INA114 in a lower gain (see performance curve “Input Common-Mode Voltage Range vs Output Voltage”). If necessary, add gain after the INA114 to increase the voltage swing.

Input-overload often produces an output voltage that appears normal. For example, an input voltage of $+20\text{V}$ on one input and $+40\text{V}$ on the other input will obviously exceed the linear common-mode range of both input amplifiers. Since both input amplifiers are saturated to nearly the same output voltage limit, the difference voltage measured by the output amplifier will be near zero. The output of the INA114 will be near 0V even though both inputs are overloaded.

INPUT PROTECTION

The inputs of the INA114 are individually protected for voltages up to $\pm 40\text{V}$. For example, a condition of -40V on one input and $+40\text{V}$ on the other input will not cause damage. Internal circuitry on each input provides low series impedance under normal signal conditions. To provide equivalent protection, series input resistors would contribute excessive noise. If the input is overloaded, the protection circuitry limits the input current to a safe value (approximately 1.5mA). The typical performance curve “Input Bias Current vs Common-Mode Input Voltage” shows this input

current limit behavior. The inputs are protected even if no power supply voltage is present.

OUTPUT VOLTAGE SENSE (SOL-16 package only)

The surface-mount version of the INA114 has a separate output sense feedback connection (pin 12). Pin 12 must be connected to the output terminal (pin 11) for proper operation. (This connection is made internally on the DIP version of the INA114.)

The output sense connection can be used to sense the output voltage directly at the load for best accuracy. Figure 5 shows how to drive a load through series interconnection resistance. Remotely located feedback paths may cause instability. This can be generally be eliminated with a high frequency feedback path through C_1 . Heavy loads or long lines can be driven by connecting a buffer inside the feedback path (Figure 6).

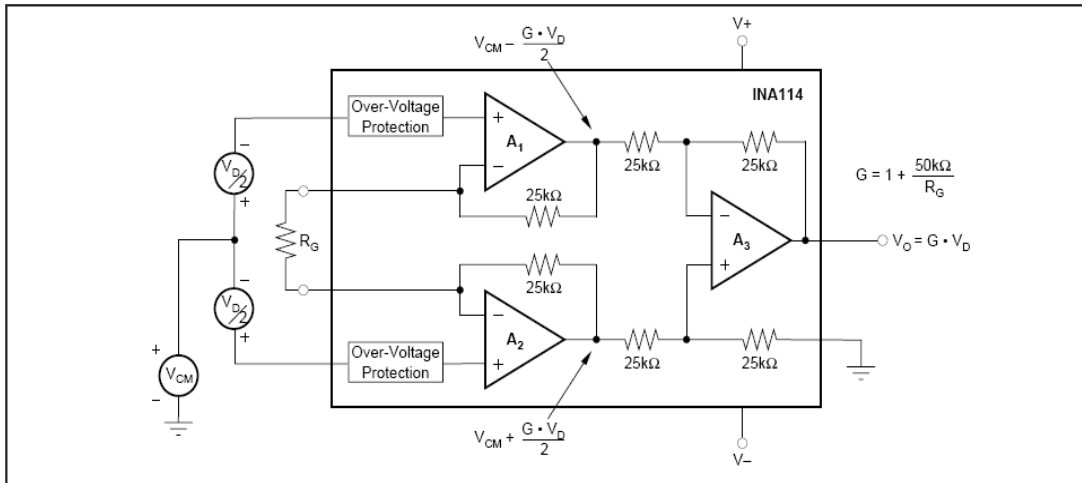


FIGURE 4. Voltage Swing of A_1 and A_2 .

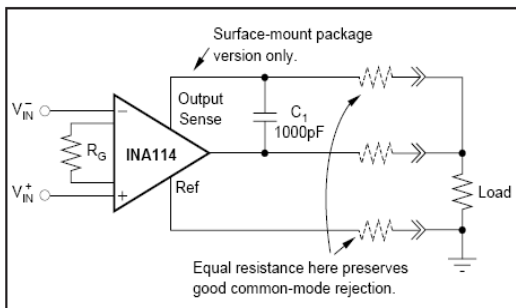


FIGURE 5. Remote Load and Ground Sensing.

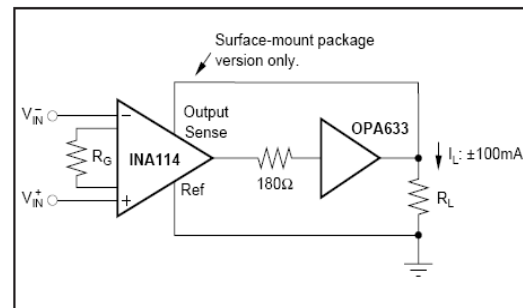


FIGURE 6. Buffered Output for Heavy Loads.

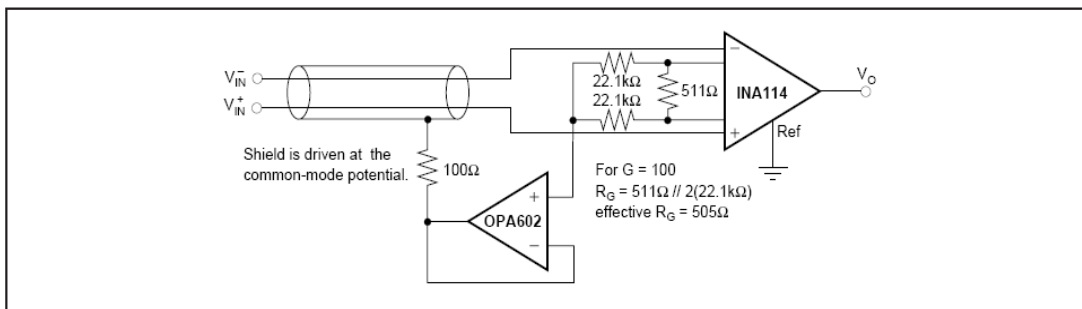


FIGURE 7. Shield Driver Circuit.

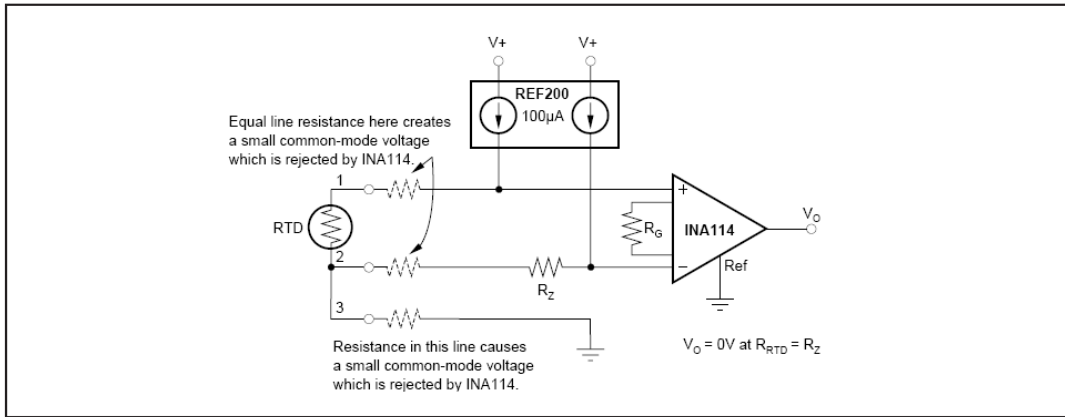


FIGURE 8. RTD Temperature Measurement Circuit.

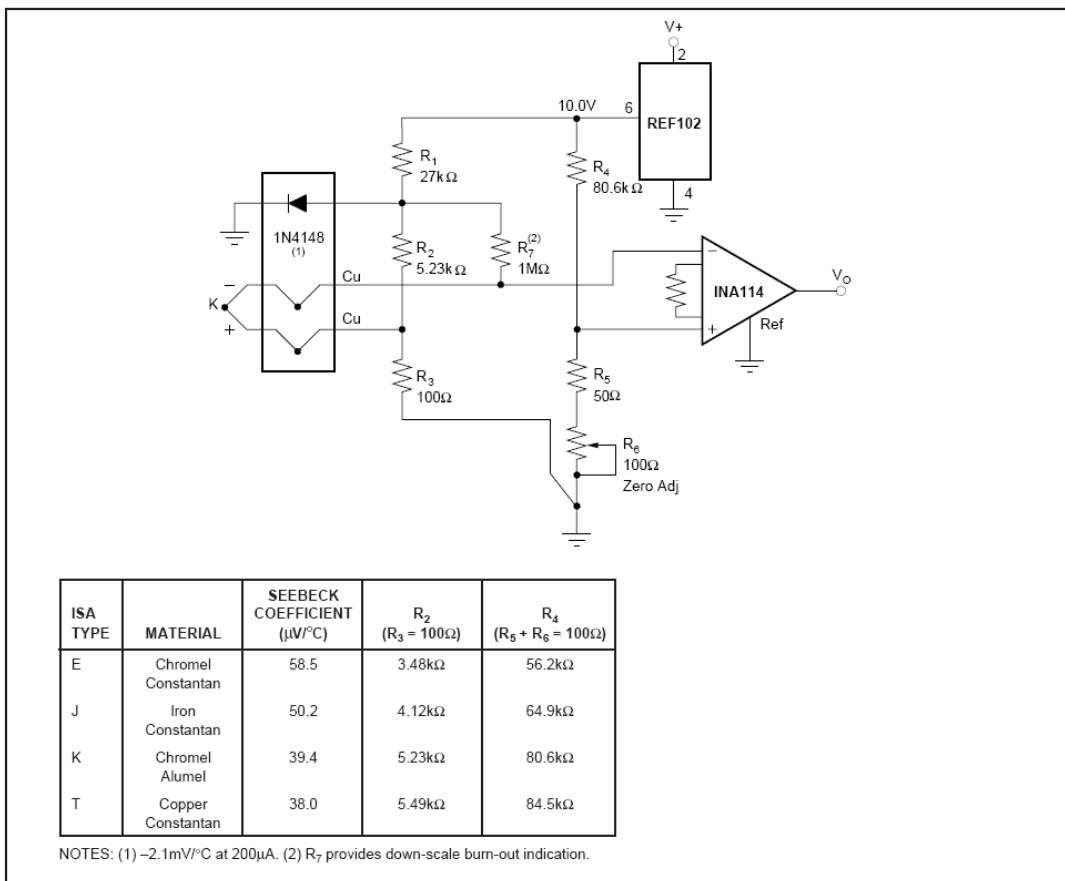


FIGURE 9. Thermocouple Amplifier With Cold Junction Compensation.

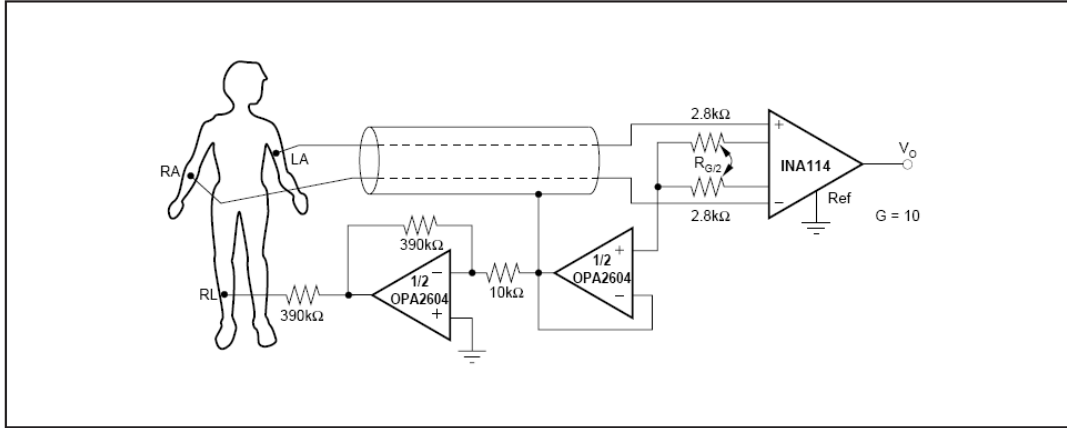


FIGURE 10. ECG Amplifier With Right-Leg Drive.

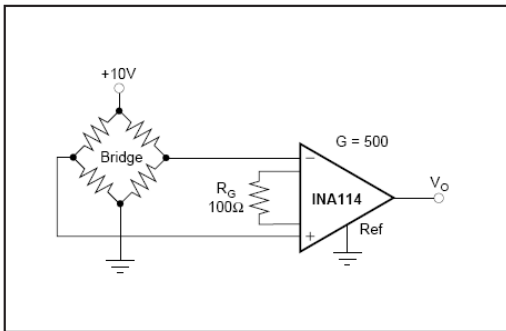


FIGURE 11. Bridge Transducer Amplifier.

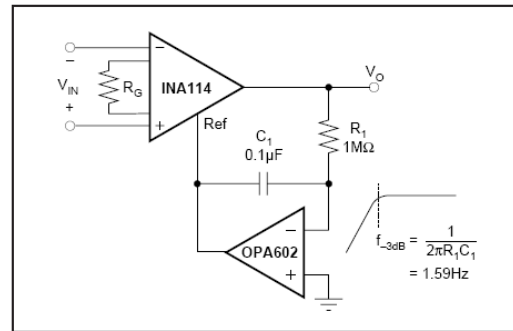


FIGURE 12. AC-Coupled Instrumentation Amplifier.

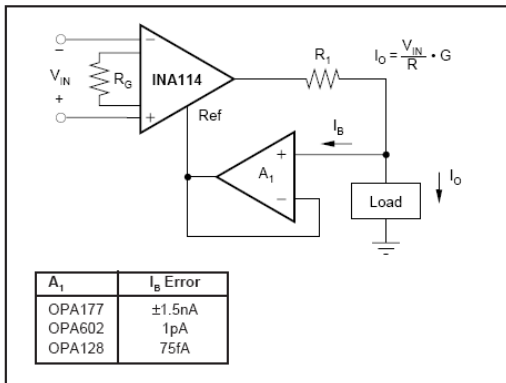


FIGURE 13. Differential Voltage-to-Current Converter.

PACKAGING INFORMATION

Orderable Device	Status ⁽¹⁾	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan ⁽²⁾	Lead/Ball Finish	MSL Peak Temp ⁽³⁾
INA114AP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	TBD	Call TI	Level-NA-NA-NA
INA114AU	ACTIVE	SOIC	DW	16	48	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	Level-3-260C-168 HR
INA114AU/1K	ACTIVE	SOIC	DW	16	1000	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	Level-3-260C-168 HR
INA114AU/1KE4	ACTIVE	SOIC	DW	16	1000	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	Level-3-260C-168 HR
INA114AUE4	ACTIVE	SOIC	DW	16	48	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	Level-3-260C-168 HR
INA114BP	ACTIVE	PDIP	P	8	50	TBD	Call TI	Level-NA-NA-NA
INA114BU	ACTIVE	SOIC	DW	16	48	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	Level-3-260C-168 HR
INA114BU/1K	ACTIVE	SOIC	DW	16	1000	Pb-Free (RoHS)	CU NIPDAU	Level-3-260C-168 HR

⁽¹⁾ The marketing status values are defined as follows:

ACTIVE: Product device recommended for new designs.

LIFEBUY: TI has announced that the device will be discontinued, and a lifetime-buy period is in effect.

NRND: Not recommended for new designs. Device is in production to support existing customers, but TI does not recommend using this part in a new design.

PREVIEW: Device has been announced but is not in production. Samples may or may not be available.

OBSOLETE: TI has discontinued the production of the device.

⁽²⁾ Eco Plan - The planned eco-friendly classification: Pb-Free (RoHS) or Green (RoHS & no Sb/Br) - please check <http://www.ti.com/productcontent> for the latest availability information and additional product content details.

TBD: The Pb-Free/Green conversion plan has not been defined.

Pb-Free (RoHS): TI's terms "Lead-Free" or "Pb-Free" mean semiconductor products that are compatible with the current RoHS requirements for all 6 substances, including the requirement that lead not exceed 0.1% by weight in homogeneous materials. Where designed to be soldered at high temperatures, TI Pb-Free products are suitable for use in specified lead-free processes.

Green (RoHS & no Sb/Br): TI defines "Green" to mean Pb-Free (RoHS compatible), and free of Bromine (Br) and Antimony (Sb) based flame retardants (Br or Sb do not exceed 0.1% by weight in homogeneous material)

⁽³⁾ MSL, Peak Temp. -- The Moisture Sensitivity Level rating according to the JEDEC industry standard classifications, and peak solder temperature.

Important Information and Disclaimer:The information provided on this page represents TI's knowledge and belief as of the date that it is provided. TI bases its knowledge and belief on information provided by third parties, and makes no representation or warranty as to the accuracy of such information. Efforts are underway to better integrate information from third parties. TI has taken and continues to take reasonable steps to provide representative and accurate information but may not have conducted destructive testing or chemical analysis on incoming materials and chemicals. TI and TI suppliers consider certain information to be proprietary, and thus CAS numbers and other limited information may not be available for release.

In no event shall TI's liability arising out of such information exceed the total purchase price of the TI part(s) at issue in this document sold by TI to Customer on an annual basis.

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments Incorporated and its subsidiaries (TI) reserve the right to make corrections, modifications, enhancements, improvements, and other changes to its products and services at any time and to discontinue any product or service without notice. Customers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete. All products are sold subject to TI's terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment.

TI warrants performance of its hardware products to the specifications applicable at the time of sale in accordance with TI's standard warranty. Testing and other quality control techniques are used to the extent TI deems necessary to support this warranty. Except where mandated by government requirements, testing of all parameters of each product is not necessarily performed.

TI assumes no liability for applications assistance or customer product design. Customers are responsible for their products and applications using TI components. To minimize the risks associated with customer products and applications, customers should provide adequate design and operating safeguards.

TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any TI patent right, copyright, mask work right, or other TI intellectual property right relating to any combination, machine, or process in which TI products or services are used. Information published by TI regarding third-party products or services does not constitute a license from TI to use such products or services or a warranty or endorsement thereof. Use of such information may require a license from a third party under the patents or other intellectual property of the third party, or a license from TI under the patents or other intellectual property of TI.

Reproduction of information in TI data books or data sheets is permissible only if reproduction is without alteration and is accompanied by all associated warranties, conditions, limitations, and notices. Reproduction of this information with alteration is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for such altered documentation.

Resale of TI products or services with statements different from or beyond the parameters stated by TI for that product or service voids all express and any implied warranties for the associated TI product or service and is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for any such statements.

Following are URLs where you can obtain information on other Texas Instruments products and application solutions:

Products		Applications	
Amplifiers	amplifier.ti.com	Audio	www.ti.com/audio
Data Converters	dataconverter.ti.com	Automotive	www.ti.com/automotive
DSP	dsp.ti.com	Broadband	www.ti.com/broadband
Interface	interface.ti.com	Digital Control	www.ti.com/digitalcontrol
Logic	logic.ti.com	Military	www.ti.com/military
Power Mgmt	power.ti.com	Optical Networking	www.ti.com/opticalnetwork
Microcontrollers	microcontroller.ti.com	Security	www.ti.com/security
		Telephony	www.ti.com/telephony
		Video & Imaging	www.ti.com/video
		Wireless	www.ti.com/wireless

Mailing Address: Texas Instruments
Post Office Box 655303 Dallas, Texas 75265

Copyright © 2005, Texas Instruments Incorporated

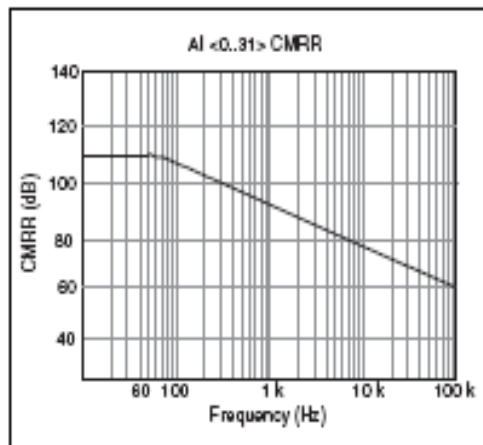
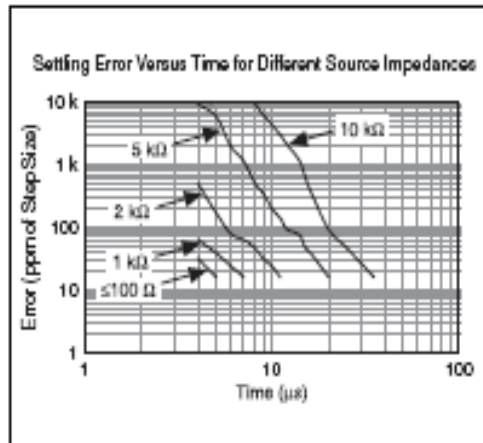
NI USB-621x Specifications

Specifications listed below are typical at 25 °C unless otherwise noted.

Analog Input

Number of channels		Input bias current ±100 pA
USB-6210/6211/6215.....	8 differential or 16 single ended	Crosstalk (at 100 kHz)
USB-6218.....	16 differential or 32 single ended	Adjacent channels.....-75 dB
		Non-adjacent channels.....-90 dB
ADC resolution	16 bits	Small signal bandwidth (-3 dB) 450 kHz
DNL	No missing codes guaranteed	Input FIFO size 4,095 samples
INL	Refer to the <i>AI Absolute Accuracy Table</i>	Scan list memory 4,095 entries
Sampling rate		Data transfers USB Signal Stream, programmed I/O
Maximum.....	250 KS/s (aggregate)	Overvoltage protection (AI <0.31>, AI SENSE)
Minimum.....	0 S/s	Device on..... ±30 V for up to two AI pins
Timing accuracy.....	50 ppm of sample rate	Device off..... ±20 V for up to two AI pins
Timing resolution.....	50 ns	
Input coupling	DC	Input current during overvoltage condition ±20 mA max/AI pin
Input range	±10 V, ±5 V, ±1 V, ±0.2 V	
Maximum working voltage for analog inputs (signal + common mode)	±10.4 V of AI GND	Settling Time for Multichannel Measurements
CMRR (DC to 60 Hz)	100 dB	Accuracy, full scale step, all ranges
Input impedance		±90 ppm of step (±6 LSB)..... 4 µs convert interval
Device on		±30 ppm of step (±2 LSB)..... 5 µs convert interval
AI+ to AI GND.....	>10 GΩ in parallel with 100 pF	±15 ppm of step (±1 LSB)..... 7 µs convert interval
AI- to AI GND.....	>10 GΩ in parallel with 100 pF	
Device off		
AI+ to AI GND.....	1200 Ω	
AI- to AI GND.....	1200 Ω	

Typical Performance Graphs



Analog Output

Number of channels	
USB-6210.....	0
USB-6211/6215/6218.....	2
DAC resolution.....	16 bits
DNL.....	±1 LSB
Monotonicity.....	16 bit guaranteed
Maximum update rate	
1 channel.....	250 kS/s
2 channels.....	250 kS/s per channel
Timing accuracy.....	50 ppm of sample rate
Timing resolution.....	50 ns
Output range.....	±10 V
Output coupling.....	DC
Output impedance.....	0.2 Ω
Output current drive.....	±2 mA
Overdrive protection.....	±30 V
Overdrive current.....	2.4 mA
Power-on state.....	±20 mV
Power-on glitch.....	±1 V for 200 ms
Output FIFO size.....	8,191 samples shared among channels used
Data transfers.....	USB Signal Stream, programmed I/O

AO waveform modes:

- Non-periodic waveform
- Periodic waveform regeneration mode from onboard FIFO
- Periodic waveform regeneration from host buffer including dynamic update

Settling time, full scale step

15 ppm (1 LSB) 32 µs

Slew rate 10 V/µs

Glitch energy

 Magnitude..... 100 mV

 Duration..... 2.6 µs

Calibration (AI and AO)

Recommended warm-up time 15 minutes

Calibration interval 1 year

AI Absolute Accuracy Table

Nominal Range		Residual Gain Error (ppm of Reading)	Gain Tempco (ppm/°C)	Reference Tempco	Residual Error (ppm of Range)	Offset Tempco (ppm of Range/°C)	INL Error (ppm of Range)	Random Noise, σ (μ Vrms)	Absolute Accuracy at Full Scale ² (μ V)	Sensitivity ² (μ V)
Positive Full Scale	Negative Full Scale									
10	-10	75	7.3	5	20	34	76	2,690	91.6	
5	-5	85	7.3	5	20	36	76	1,410	47.2	
1	-1	95	7.3	5	25	49	76	310	10.4	
0.2	-0.2	135	7.3	5	40	116	76	88	4.8	

$AbsoluteAccuracy = Reading \cdot (GainError) + Range \cdot (OffsetError) + NoiseUncertainty$
 $GainError = ResidualGainError + GainTempco \cdot (TempChangeFromLastInternalCal) + ReferenceTempco \cdot (TempChangeFromLastExternalCal)$
 $OffsetError = ResidualOffsetError + OffsetTempco \cdot (TempChangeFromLastInternalCal) + INL_Error$
 $NoiseUncertainty = \frac{RandomNoise \cdot 3}{\sqrt{100}}$ For a coverage factor of 3. Grand averaging 100 points.

¹ Absolute accuracy at full scale on the analog input channels is determined using the following assumptions:
 $TempChangeFromLastInternalCal = 10\text{ }^{\circ}\text{C}$
 $TempChangeFromLastInternalCal = 1\text{ }^{\circ}\text{C}$
 number_of_readings = 100
 CoverageFactor = 3 σ

For example, on the 10 V range, the absolute accuracy at full scale is as follows:
 $GainError = 75\text{ ppm} + 7.3\text{ ppm} \cdot 1 + 5\text{ ppm} \cdot 10$ $GainError = 132\text{ ppm}$
 $OffsetError = 20\text{ ppm} + 34\text{ ppm} \cdot 1 + 76\text{ ppm}$ $OffsetError = 130\text{ ppm}$
 $NoiseUncertainty = \frac{229\text{ }\mu\text{V} \cdot 3}{\sqrt{100}}$ $NoiseUncertainty = 68.7\text{ }\mu\text{V}$

$AbsoluteAccuracy = 10\text{ V} \cdot (GainError) + 10\text{ V} \cdot (OffsetError) + NoiseUncertainty$ $AbsoluteAccuracy = 2,690\text{ }\mu\text{V}$

² Sensitivity is the smallest voltage change that can be detected. It is a function of noise.
 Accuracies listed are valid for up to one year from the device external calibration.

A0 Absolute Accuracy Table

Positive Full Scale	Nominal Range		Residual Gain Error (ppm of Reading)	Gain Tempco (ppm/°C)	Reference Tempco	Residual Offset Error (ppm of Range)	Offset Tempco (ppm of Range/°C)	INL Error (ppm of Range)	Absolute Accuracy at Full Scale (µV)
	Negative Full Scale								
10	-10	90	11	5	60	12	128	3,512	

† Absolute Accuracy at full scale numbers is valid immediately following internal calibration and assumes the device is operating within 10 °C of the last external calibration. Accuracies listed are valid for up to one year from the device external calibration.

$AbsoluteAccuracy = OutputValue \cdot (GainError) + Range \cdot (OffsetError)$
 $GainError = ResidualGainError + GainTempco \cdot (TempChangeFromLastInternalCal)$
 $OffsetError = ResidualOffsetError + ACOffsetError + ACOffsetTempco \cdot (TempChangeFromLastInternalCal) + INL_Error$

Digital I/O/PFI

Static Characteristics

Number of channels

Digital input

USB-6210/6211/6215 4 (PFI <0..3>/P0.<0..3>)

USB-6218 8 (PFI <0..3>/P0.<0..3>, PFI <8..11>/P0.<4..7>)

Digital output

USB-6210/6211/6215 4 (PFI <4..7>/P1.<0..3>)

USB-6218 8 (PFI <4..7>/P1.<0..3>, PFI <12..15>/P1.<4..7>)

Ground reference D GND

Pull-down resistor 47 kΩ ± 1%

Input voltage protection¹ ±20 V on up to 8 pins

PFI/Port 0/Port 1 Functionality

PFI <0..3>, PFI <8..11>/Port 0

Functionality Static digital input, timing input

Debounce filter settings 125 ns, 6.425 μs, 2.54 ms, disable; high and low transitions; selectable per input

PFI <4..7>, PFI <12..15>/Port 1

functionality Static digital output, timing output

Timing output sources Many AI, AO, counter timing signals

Maximum Operation Conditions

Level	Min	Max
I _{OL} output low current	—	16 mA
I _{OHL} output high current	—	-16 mA

Digital Input Characteristics

Level	Min	Max
V _{IL} input low voltage	0 V	0.8 V
V _{IH} input high voltage	2 V	5.25 V
I _{IL} input low current (V _{in} = 0 V)	—	-10 μA
I _{IH} input high current (V _{in} = 5 V)	—	120 μA

Digital Output Characteristics

Parameter	Voltage Level	Current Level
V _{OL}	0.6 V	6 mA
V _{OHL}	2.7 V	-16 mA
	3.8 V	-6 mA

¹ Stresses beyond those listed under *Input voltage protection* may cause permanent damage to the device.

General-Purpose Counter/Timers

Number of counter/timers	2
Resolution	32 bits
Counter measurements	Edge counting, pulse, semi-period, period, two-edge separation
Position measurements	X1, X2, X4 quadrature encoding with Channel Z reloading; two-pulse encoding
Output applications	Pulse, pulse train with dynamic updates, frequency division, equivalent time sampling
Internal base clocks	80 MHz, 20 MHz, 0.1 MHz
External base clock frequency	0 MHz to 20 MHz
Base clock accuracy	50 ppm
Inputs	Gate, Source, HW_Arm, Aux, A, B, Z, Up_Down
Routing options for inputs	PFI <0..3>, PFI <8..11>, many internal signals
FIFO	1,023 samples
Data transfers	USB Signal Stream, programmed I/O

Frequency Generator

Number of channels	1
Base clocks	10 MHz, 100 kHz
Divisors	1 to 16
Base clock accuracy	50 ppm
Output can be available on any PFI <4..7> or PFI <12..15> terminal.	

External Digital Triggers

Source	PFI <0..3>, PFI <8..11>
Polarity	Software-selectable for most signals
Analog input function	Start Trigger, Reference Trigger, Pause Trigger, Sample Clock, Convert Clock, Sample Clock Timebase
Analog output function	Start Trigger, Pause Trigger, Sample Clock, Sample Clock Timebase
Counter/timer functions	Gate, Source, HW_Arm, Aux, A, B, Z, Up_Down

Bus Interface

USB	USB 2.0 Hi-Speed or full-speed ¹
USB Signal Stream (USB)	4, can be used for analog input, analog output, counter/timer 0, counter/timer 1

Power Requirements

USB	
Input voltage on USB-621x	
USB port	4.5 to 5.25 V in configured state
Maximum inrush current	500 mA
No load typical current	320 mA at 4.5 V
Maximum load	
Typical current	400 mA at 4.5 V
Suspend current	260 μ A, typical
+5V terminal as output	
Voltage	4.6 to 5.2 V
Current (internally limited)	50 mA max, shared with digital outputs

¹ If you are using a USB M Series device in full-speed mode, device performance will be lower and you will not be able to achieve maximum sampling/update rates.

+5V terminal as input
 Voltage 4.75 to 5.35 V
 Current 350 mA max,
 self-resetting fuse

Caution Do not exceed 16 mA per DIO pin.
 Protection ± 10 V

Maximum Working Voltage¹

USB-6210/6211

Channel-to-earth ground 11 V,
 Measurement Category I

Caution Do not use for measurements within
 Categories II, III, or IV.

USB-6215/6218

Channel-to-earth ground²
 Continuous 30 Vrms/60 VDC,
 Measurement Category P
 Withstand 340 Vrms/1200 VDC,
 verified by a 5 s dielectric
 withstand test

Channel-to-bus⁴
 Continuous 30 Vrms/60 VDC,
 Measurement Category P
 Withstand 400 Vrms/1950 VDC,
 verified by a 5 s dielectric
 withstand test

Analog channel to AI GND/AO GND
 (in Figure 1, $|V_a - V_c|$) 11 V,
 Measurement Category P

Digital channel to D GND
 (in Figure 1, $V_b - V_c$) 5.25 V,
 Measurement Category P

Caution This device is rated for Measurement
 Category I and the voltage across the isolation
 barrier is limited to no greater than
 30 Vrms/60 VDC/42.4 V_{pk} continuous. Do not use
 for measurements within Categories II, III, or IV.

Figure 1 illustrates the maximum working voltage
 specifications.

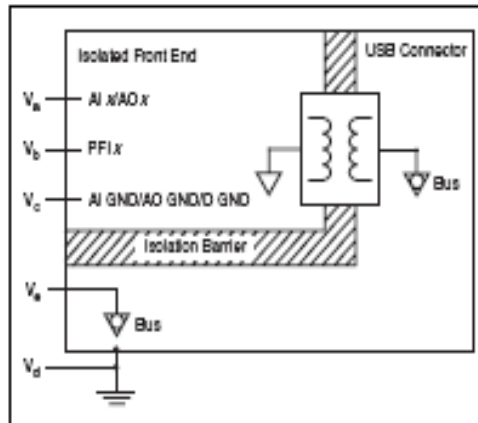


Figure 1. USB-6215/6218 Maximum Working Voltage

Environmental

Operating temperature 0 to 45 °C
 Storage temperature -20 to 70 °C
 Humidity 10 to 90% RH,
 noncondensing
 Maximum altitude 2,000 m
 Pollution Degree
 (indoor use only) 2

¹ Maximum working voltage refers to the signal voltage plus the common-mode voltage.

² In Figure 1, $|V_a - V_d|$, $|V_b - V_d|$ and $|V_c - V_d|$

³ Measurement Category I is for measurements performed on circuits not directly connected to the electrical distribution system referred to as *MAINS* voltage. *MAINS* is a hazardous live electrical supply system that powers equipment. This category is for measurements of voltages from specially protected secondary circuits. Such voltage measurements include signal levels, special equipment, limited-energy parts of equipment, circuits powered by regulated low-voltage sources, and electronics.

⁴ In Figure 1, $|V_a - V_c|$, $|V_b - V_c|$ and $|V_c - V_c|$.

Physical Characteristics

Enclosure dimensions
(includes connectors)16.9 × 9.4 × 3.1 cm
(6.65 × 3.70 × 1.20 in.)

Weight
USB-6210/6211/6215/6218.....205 g (7.23 oz)

I/O connectors
USB-6210/6211/6215Two 16-position
combicon
USB-6218Four 16-position
combicon

USB connectorSeries B receptacle

Screw terminal wiring16 to 28 AWG

Torque for screw terminals.....0.22-0.25 N · m
(2.0-2.2 lb · in.)

Safety

This product is designed to meet the requirements of the following standards of safety for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- IEC 61010-1, EN-61010-1
- UL 61010-1, CAN/CSA-C22.2 No. 61010-1



Note For UL and other safety certifications, refer to the product label or visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Electromagnetic Compatibility

This product is designed to meet the requirements of the following standards of EMC for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- EN 61326 EMC requirements; Minimum Immunity
- EN 55011 Emissions; Group 1, Class A
- CE, C-Tick, KES, and FCC Part 15 Emissions; Class A



Note For EMC compliance, operate this device with shielded cabling.

CE Compliance

This product meets the essential requirements of applicable European Directives, as amended for CE marking, as follows:

- 73/23/EEC; Low-Voltage Directive (safety)
- 89/336/EEC; Electromagnetic Compatibility Directive (EMC)



Note Refer to the Declaration of Conformity (DoC) for this product for any additional regulatory compliance information. To obtain the DoC for this product, visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Waste Electrical and Electronic Equipment (WEEE)



EU Customers At the end of their life cycle, all products must be sent to a WEEE recycling center. For more information about WEEE recycling centers and National Instruments WEEE initiatives, visit ni.com/environment/weee.htm.

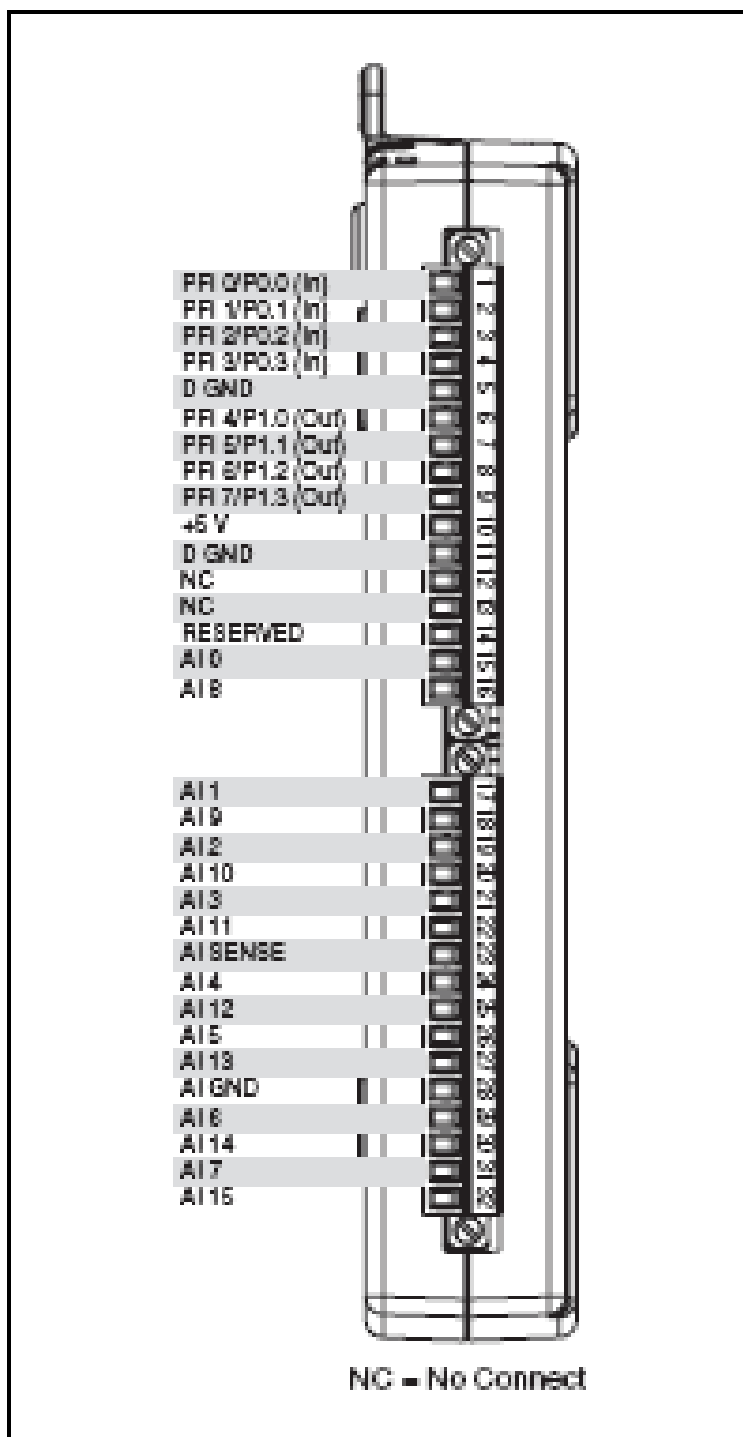


Figure 2. USB-6210 Pinout

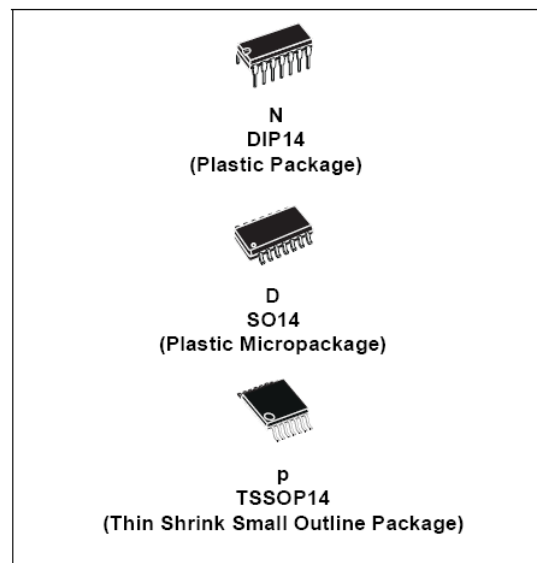
D.4 DATASHEET DEL AMPLIFICADOR TL084CN



TL084
TL084A - TL084B

GENERAL PURPOSE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

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



DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

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

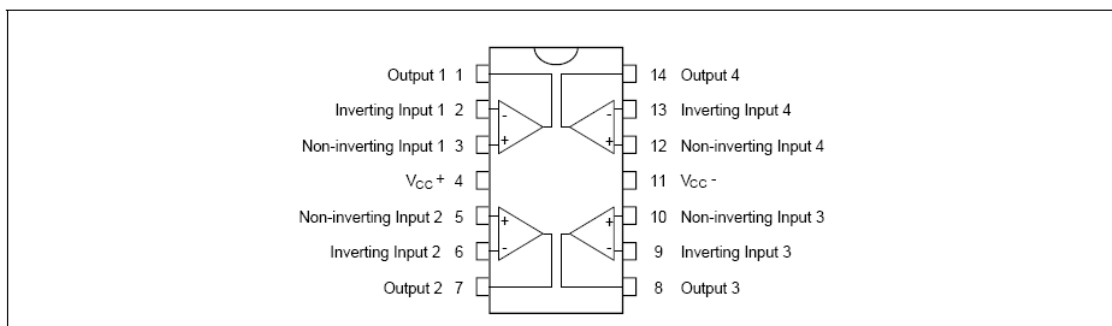
ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL084I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•

Example : TL084CN, TL084CD

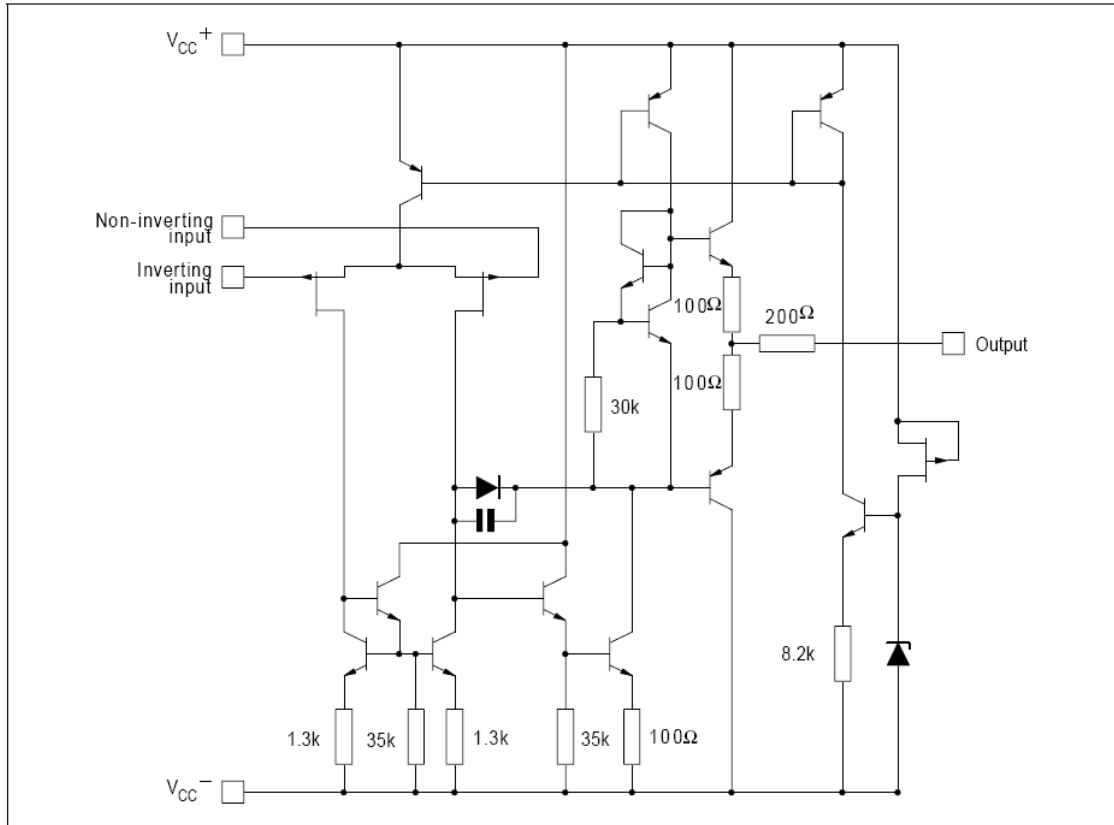
N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)
P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

PIN CONNECTIONS (top view)



TL084 - TL084A - TL084B

SCHEMATIC DIAGRAM (each amplifier)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL084M, AM, BM	TL084I, AI, BI	TL084C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note 1)	±18			V
V_i	Input Voltage - note 2)	±15			V
V_{id}	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

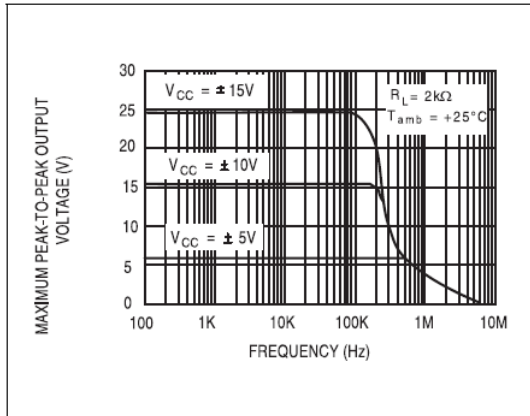
Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	TL084	3	10		3	10	mV
		TL084A	3	6				
		TL084B	1	3				
		TL084		13			13	
		TL084A TL084B		7 5				
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10	$\mu V/^{\circ}C$	
I_{io}	Input Offset Current - note 1) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100		5	100	pA nA
				4			4	
I_{ib}	Input Bias Current -note 1 $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20	200		20	400	pA nA
				20			20	
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($R_L = 2k\Omega$, $V_o = \pm 10V$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		50	200		25	200	V/mV
			25			15		
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		80	86		70	86	dB
			80			70		
I_{CC}	Supply Current, no load, per amplifier $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1.4	2.5		1.4	2.5	mA
				2.5			2.5	
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	± 11	+15 -12		± 11	+15 -12	V	
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		80	86		70	86	dB
			80			70		
I_{os}	Output Short-circuit Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		10	40	60	10	40	mA
			10		60	10	60	
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	$R_L = 2k\Omega$	10	12		10	12	V
		$R_L = 10k\Omega$	12	13.5		12	13.5	
		$R_L = 2k\Omega$	10			10		
		$R_L = 10k\Omega$	12			12		
SR	Slew Rate ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10V$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain		8	16		8	16	$V/\mu s$
t_r	Rise Time ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain			0.1			0.1	μs
K_{ov}	Overshoot ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain			10			10	%
GBP	Gain Bandwidth Product ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $f = 100kHz$		2.5	4		2.5	4	MHz
R_i	Input Resistance			10^{12}			10^{12}	Ω

TL084 - TL084A - TL084B

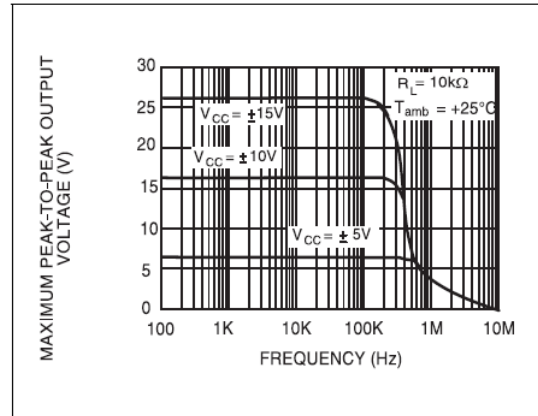
Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion ($T_{amb} = +25^{\circ}\text{C}$), $f = 1\text{kHz}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, $A_V = 20\text{dB}$, $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$, $f = 1\text{KHz}$		15			15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
ϕ_m	Phase Margin		45			45		degrees
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separation $A_V = 100$		120			120		dB

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

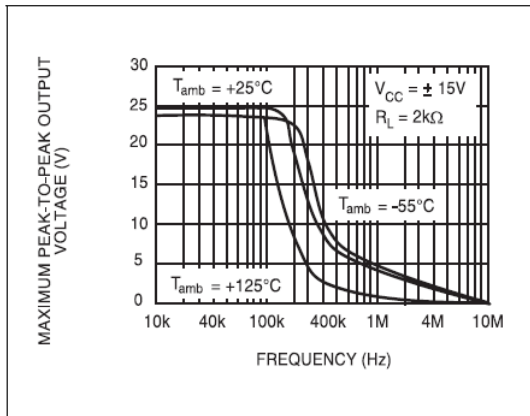
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



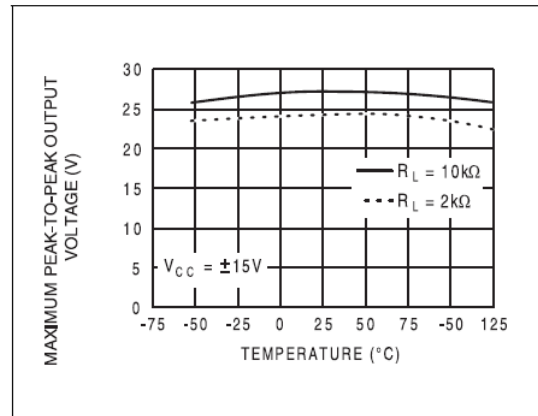
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



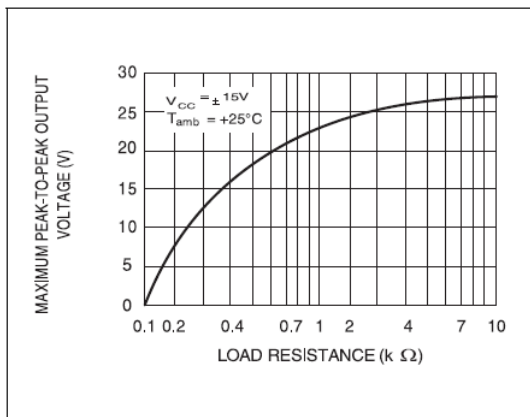
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



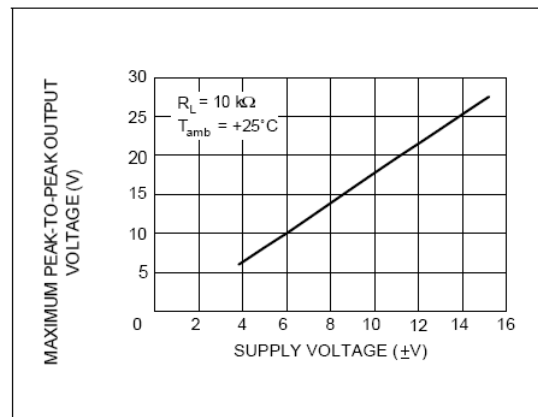
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREE AIR TEMP.



MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus LOAD RESISTANCE

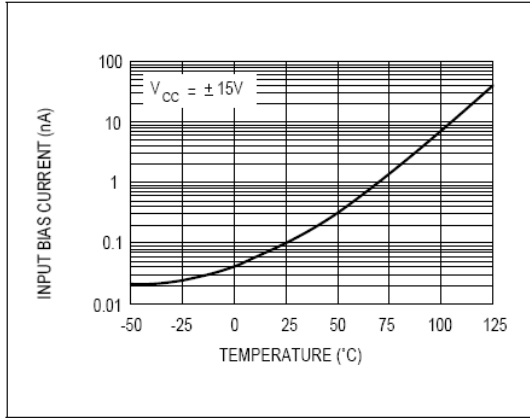


MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus SUPPLY VOLTAGE

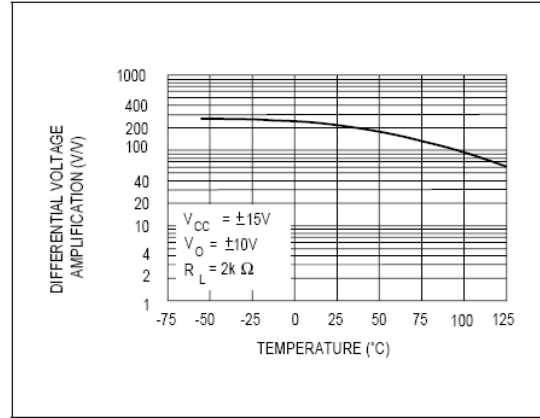


TL084 - TL084A - TL084B

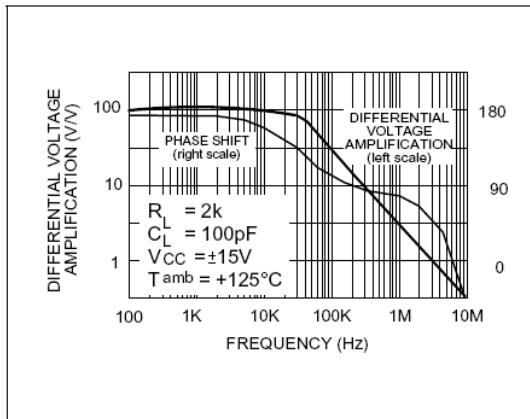
INPUT BIAS CURRENT versus FREE AIR TEMPERATURE



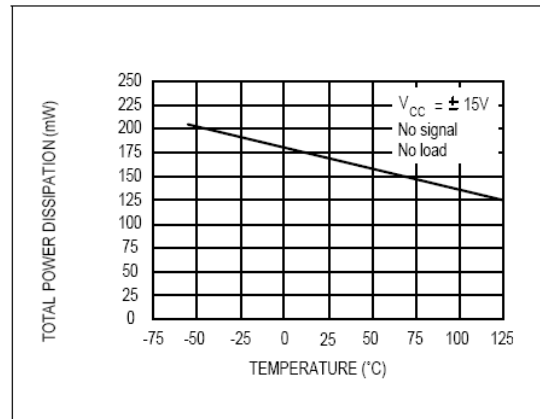
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION versus FREE AIR TEMP.



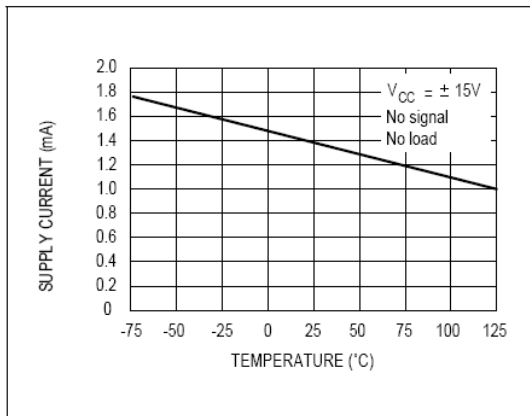
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT versus FREQUENCY



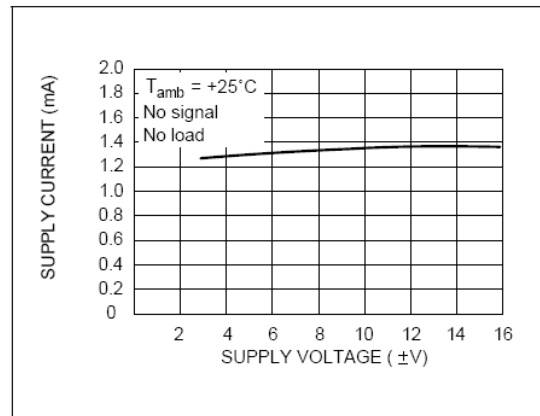
TOTAL POWER DISSIPATION versus FREE AIR TEMPERATURE



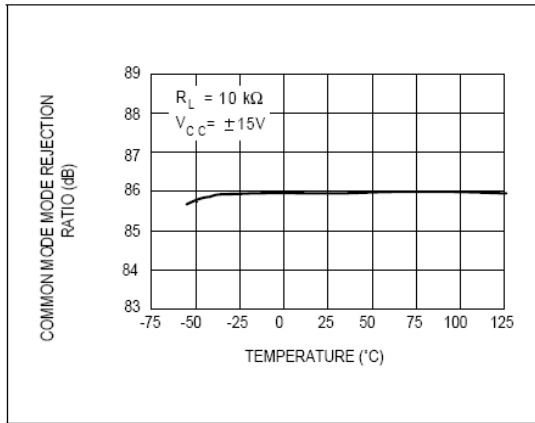
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus FREE AIR TEMPERATURE



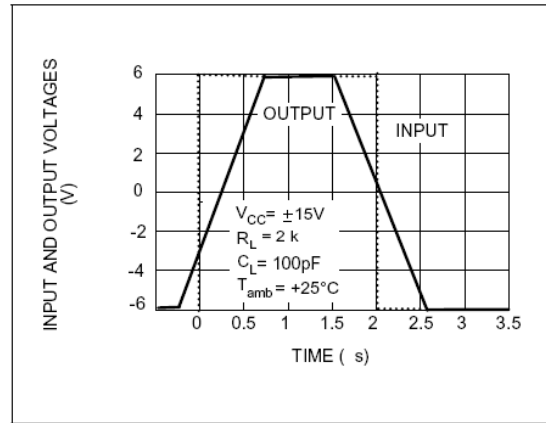
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus SUPPLY VOLTAGE



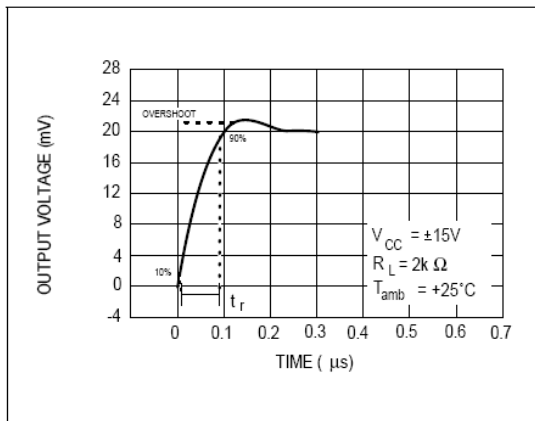
COMMON MODE REJECTION RATIO versus FREE AIR TEMPERATURE



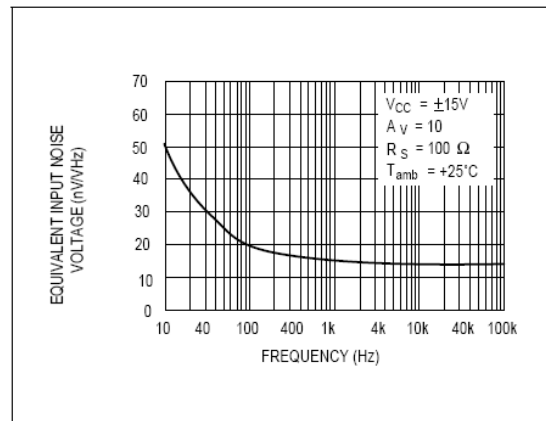
VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE



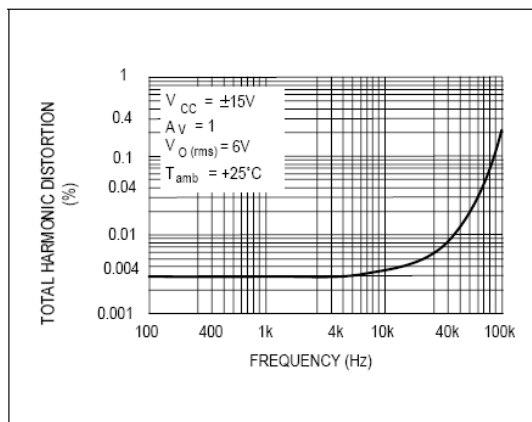
OUTPUT VOLTAGE versus ELAPSED TIME



EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE versus FREQUENCY



TOTAL HARMONIC DISTORTION versus FREQUENCY



TL084 - TL084A - TL084B

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

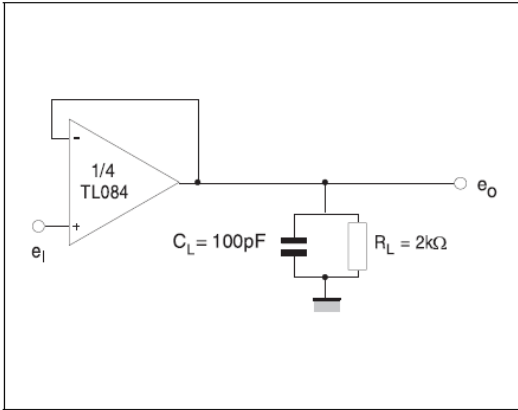
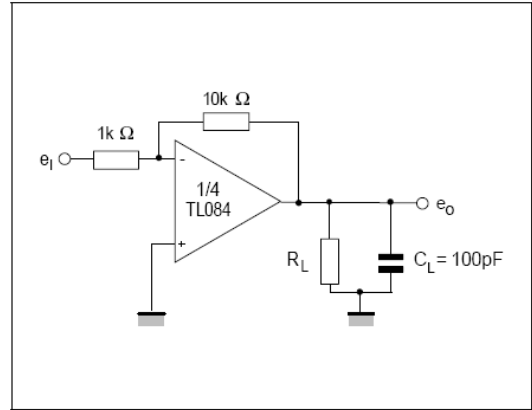
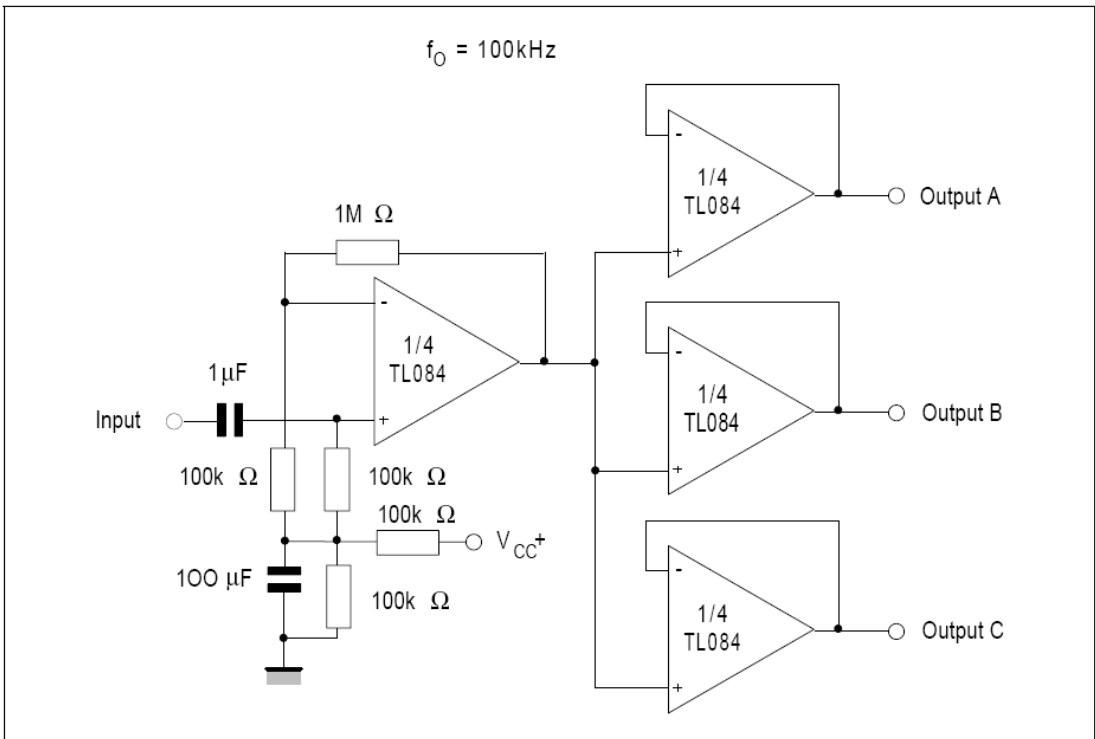


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier



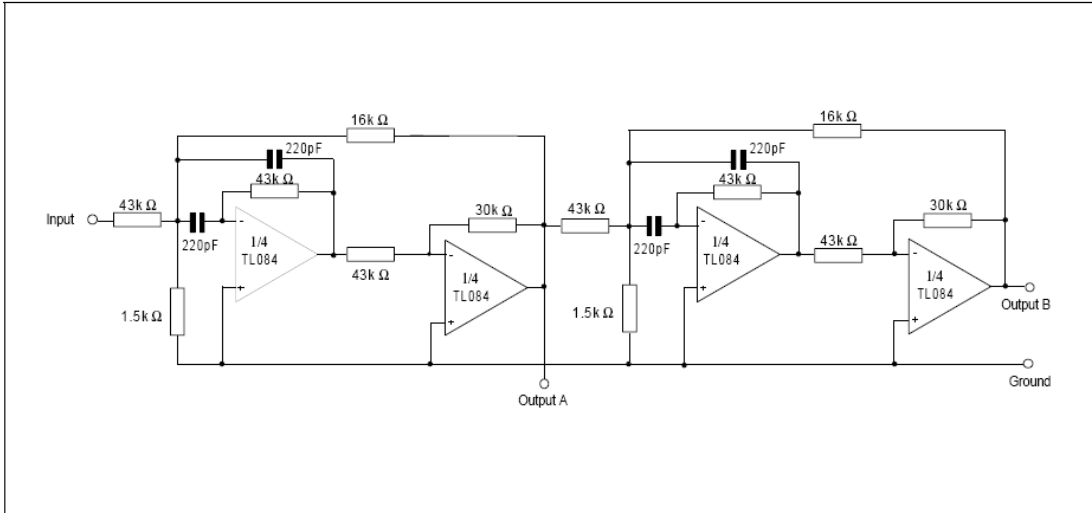
TYPICAL APPLICATIONS

AUDIO DISTRIBUTION AMPLIFIER

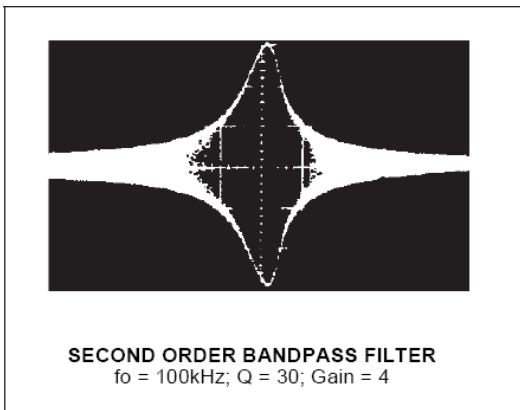


TYPICAL APPLICATIONS (continued)

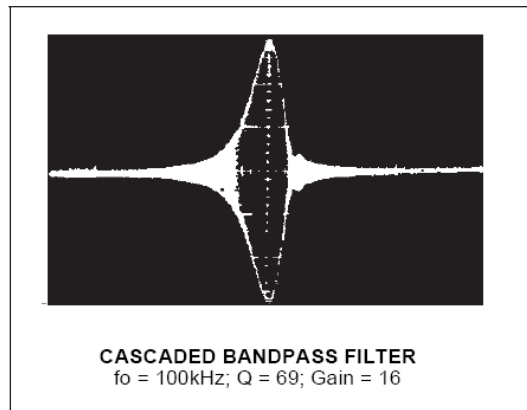
POSITIVE FEEDBACK BANDPASS FILTER



OUTPUT A

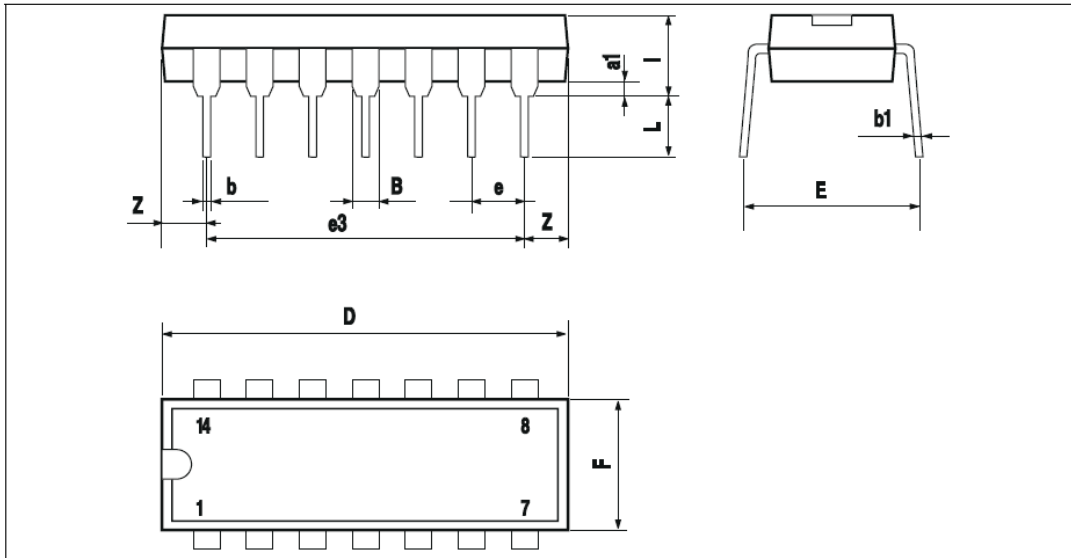


OUTPUT B



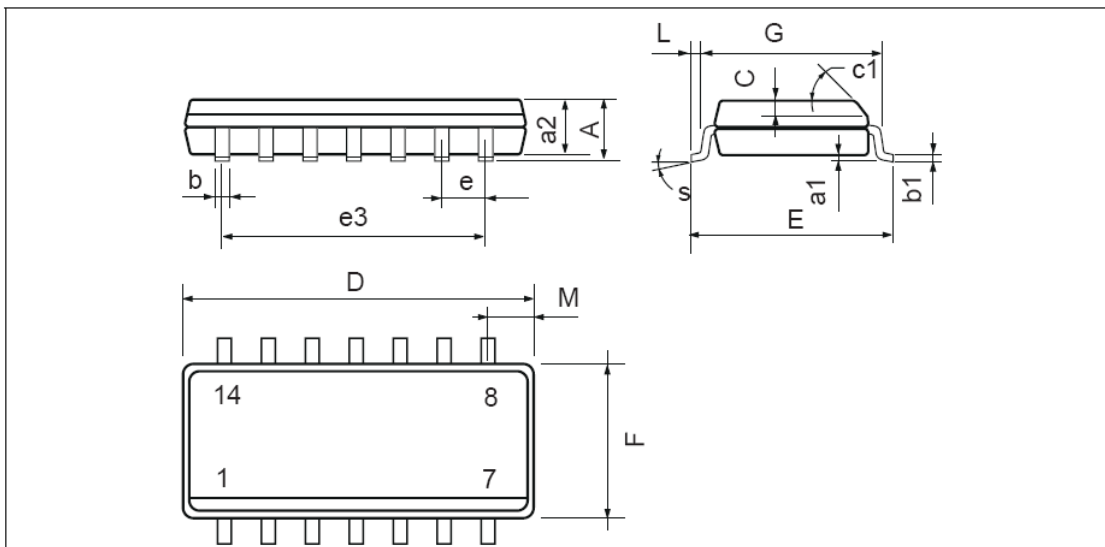
TL084 - TL084A - TL084B

PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC DIP



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
a1	0.51			0.020		
B	1.39		1.65	0.055		0.065
b		0.5			0.020	
b1		0.25			0.010	
D			20			0.787
E		8.5			0.335	
e		2.54			0.100	
e3		15.24			0.600	
F			7.1			0.280
i			5.1			0.201
L		3.3			0.130	
Z	1.27		2.54	0.050		0.100

PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)

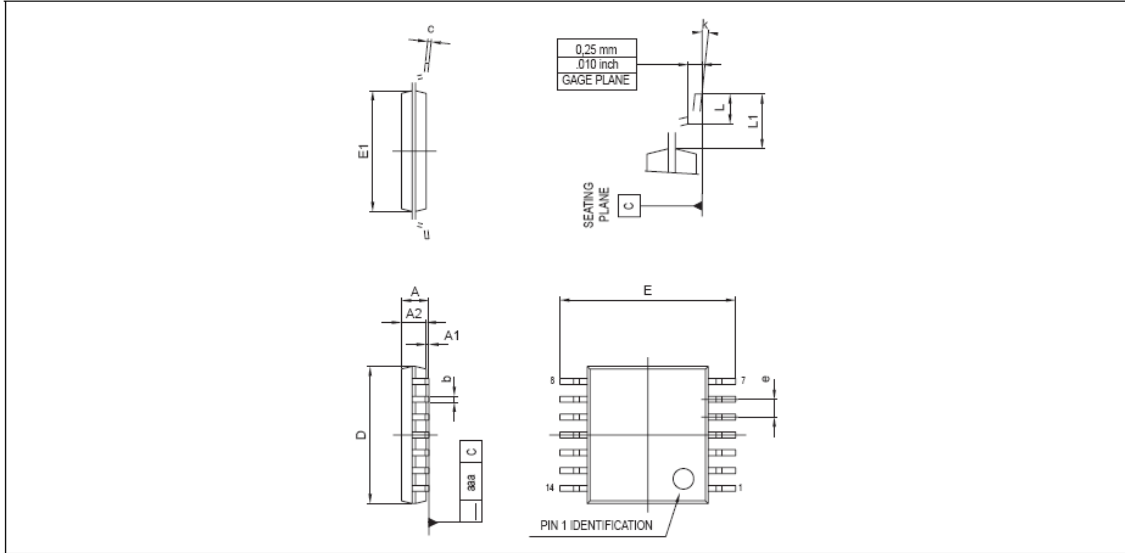


Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.2	0.004		0.008
a2			1.6			0.063
b	0.35		0.46	0.014		0.018
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C		0.5			0.020	
c1	45° (typ.)					
D (1)	8.55		8.75	0.336		0.344
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		7.62			0.300	
F (1)	3.8		4.0	0.150		0.157
G	4.6		5.3	0.181		0.208
L	0.5		1.27	0.020		0.050
M			0.68			0.027
S	8° (max.)					

Note : (1) D and F do not include mold flash or protrusions - Mold flash or protrusions shall not exceed 0.15mm (.066 inc) ONLY FOR DATA BOOK.

TL084 - TL084A - TL084B

PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - THIN SHRINK SMALL OUTLINE PACKAGE



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.20			0.05
A1	0.05		0.15	0.01		0.006
A2	0.80	1.00	1.05	0.031	0.039	0.041
b	0.19		0.30	0.007		0.15
c	0.09		0.20	0.003		0.012
D	4.90	5.00	5.10	0.192	0.196	0.20
E		6.40			0.252	
E1	4.30	4.40	4.50	0.169	0.173	0.177
e		0.65			0.025	
k	0°		8°	0°		8°
l	0.50	0.60	0.75	0.09	0.0236	0.030

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement 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 STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved

STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco
 Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom

© <http://www.st.com>

ANEXO E

Esta sección brinda la posibilidad de que quienes revisen y empleen la tesis puedan realizar prácticas con el sistema desarrollado a fin de poder ser evaluados.

E.1.- PRÁCTICA Nº 1

TEMA:

EL ELECTROCARDIOGRAMA

OBJETIVOS:

Dominar el estándar de colores para colocación y utilización de los electrodos.

Reconocer la ubicación y posicionamiento de cada uno de los electrodos dependiendo de la derivación a ser obtenida.

TRABAJO PREPARATORIO:

- 1.- Consultar los diferentes estándares de colores para los electrodos.
2. Investigar las derivaciones que se pueden obtener de un electrocardiograma.
3. Investigar la ubicación de los electrodos para las diferentes derivaciones.
4. Consultar la disposición de pines de la Tarjeta de adquisición de datos DAQ NI USB 6210.

REQUERIMIENTOS PARA EL DESARROLLO DE LA PRÁCTICA:

Módulo ECG

Tarjeta de adquisición de datos DAQ NI USB 6210

Computador con Labview 8.5

Software para el módulo ECG

PROCEDIMIENTO:

1. Colocar los electrodos en el cuerpo dependiendo del estándar de colores para cada derivación.
2. Abrir en la computadora el software para la obtención de señales electrocardiográficas.
3. Conectar la tarjeta de adquisición de datos y configurar el puerto dentro del programa de hacer falta.
4. Alimentar el módulo de ECG con los valores de voltaje indicados en el exterior de la caja.
5. Observar en el software el despliegue de la forma de cada derivación proveniente del corazón.

RESULTADOS:

- 1.- Tomar las señales provenientes de cada derivación.
- 2.- Anotar dos características de cada gráfica.
- 3.- Comparar los tres grupos de derivaciones y anotar cuatro diferencias.

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

E.2.- PRÁCTICA Nº 2

TEMA:

APLICACIÓN DE FILTROS EN EL ELECTROCARDIOGRAMA

OBJETIVOS:

Pones en práctica los conocimientos adquiridos con anterioridad respecto al ECG. Modificar el software del ECG aplicando diferentes filtros existentes en Labview 8.5.

TRABAJO PREPARATORIO:

- 1.- Consultar los diferentes filtros que se pueden aplicar empleando labview.
2. Investigar los filtros más empleados en las señales del ECG.

3. Hacer un programa sencillo de un filtro en labview filtrando cualquier señal generada en la computadora o adquirida de forma externa.

REQUERIMIENTOS PARA EL DESARROLLO DE LA PRÁCTICA:

Módulo ECG

Tarjeta de adquisición de datos DAQ NI USB 6210

Computador con Labview 8.5

Software para el módulo ECG

PROCEDIMIENTO:

1. Abrir en la computadora el software para la obtención de señales electrocardiográficas y modificarlo con diferentes filtros e irlo almacenando con diferentes nombres.
2. Realizar el procedimiento de la PRACTICA N° 1 para tomar las señales provenientes del ECG.
3. Observar las variaciones que se presentan en las señales dependiendo del filtro empleado..

RESULTADOS:

- 1.- Tomar un ejemplo de las señales provenientes con la aplicación de cada filtro.
- 2.- Anotar dos características de cada gráfica.
- 3.- Comparar las gráficas con cada filtro y anotar cuatro diferencias.

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

BIBLIOGRAFIA