



**ESCUELA POLITÉCNICA DEL EJÉRCITO**  
SEDE - LATACUNGA

**CARRERA DE INGENIERIA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

*Proyecto de grado para la obtención del Título de Ingeniería Electrónica e Instrumentación*

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE ELECTROCARDIOGRAFO PORTÁTIL PARA MONITORIZACIÓN Y TELEMETRÍA DOMICILIARIA EN PACIENTES CON PATOLOGÍAS CARDIACAS”**

**Marcelo Vladimir García Sánchez.**

**Jessy Corina Tapia Palma.**

**Latacunga - Ecuador**

**Febrero 2007**

## CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente proyecto de tesis de grado fue desarrollado en su totalidad por la Srta. Jessy Tapia Palma y el Sr. Marcelo García Sánchez, bajo nuestra dirección y supervisión.

Latacunga, Febrero del 2007

---

Ing. José Buchelli  
DIRECTOR DEL PROYECTO

---

Ing. Marcelo Silva  
CODIRECTOR DEL PROYECTO

## AGRADECIMIENTO

Nuestro profundo agradecimiento y gratitud a todo el cuerpo docente de la prestigiosa Escuela Politécnica del Ejército Sede-Latacunga que aportaron con sus sabios conocimientos en el transcurso de nuestra carrera estudiantil para llegar a alcanzar el título de Ingeniería Electrónica en Instrumentación.

Un agradecimiento muy especial al Sr. Ing. Armando Álvarez director de nuestra carrera, quien nos guió y apoyó de manera desinteresada en el proceso de desarrollo del proyecto, así como también a los Sres. Ingenieros José Buchelli y Marcelo Silva por su valiosa dirección para que el presente llegue a su feliz término.

# ÍNDICE

Introducción

## CAPÍTULO I

### FUNDAMENTOS

1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Anatomía del corazón.....	2
1.3 Electrocardiograma.....	3
1.3.1 ¿Para qué se hace un ECG?.....	5
1.3.2 ¿Cómo se hace un ECG?.....	6
1.3.3 Tipos de ECG.....	8
1.3.3.1 ECG de ejercicio.....	8
1.3.3.2 ECG de premediación de señales.....	8
1.3.3.3 Monitorización por Holter.....	8
1.4 Origen de la actividad eléctrica del corazón.....	9
1.4.1 Partes del sistema de conducción eléctrica.....	11
1.4.1.1 Nodo Sinusal.....	12
1.4.1.2 Nodo Aurículo Ventricular.....	13
1.4.1.3 Sistema His-Purkinje.....	13
1.4.2 Sistema de conducción eléctrica.....	14
1.5 Señal electrocardiográfica.....	17
1.5.1 Onda P.....	18
1.5.2 Complejo QRS.....	18
1.5.3 Onda T.....	18
1.5.4 Onda U.....	19
1.6 Derivaciones del ECG.....	21
1.6.1 Derivaciones estándares de Einthoven D1, D2, D3.....	22
1.6.2 Derivaciones unipolares de miembros aVR, aVL, aVF.....	25
1.6.3 Derivaciones unipolares precordiales.....	26
1.7 Características frecuencia les del ECG.....	28
1.8 Arritmias.....	29
1.8.1 Fibrilación Auricular.....	30
1.8.2 Latidos prematuros del nodo.....	30

1.8.3	Latidos de escape del nodo.....	31
1.8.4	Contracción ventricular prematura o PVC.....	32
1.8.5	Taquicardia ventricular.....	32
1.8.6	Fibrilación ventricular.....	33
1.9	Detección de señales biológicas.....	34
1.10	Telemedicina.....	37
1.10.1	Tipos de telemedicina.....	38
1.10.2	Operación de un sistema de telemedicina.....	39
1.10.3	Beneficios de la telemedicina.....	40
1.11	Transformada Wavelet.....	41
1.11.1	Introducción.....	41
1.11.2	Wavelet vs Fourier.....	43
1.11.3	Tipos de transformada Wavelet.....	44
1.11.3.1	Transformada Wavelet Continua.....	44
1.12	Conexión al Internet.....	47
1.12.1	Requisitos para la conexión al Internet.....	47
1.12.2	Modelo TCP/IP.....	48
1.12.3	Descripción de los puertos de la capa de transporte.....	49
1.12.3.1	Puertos para servicio.....	51
1.12.3.2	Puertos para clientes.....	51

## CAPÍTULO II

### ANÁLISIS Y DISEÑO

2.1	Especificación de requisitos del sistema.....	52
2.2	Diagrama de bloque.....	53
2.3	Diseño e implementación de Hardware.....	56
2.3.1	Selección de electrodos.....	56
2.3.2	Diseño del acoplador de impedancia y de la red de Wilson.....	57
2.3.2.1	Diseño del acoplador de impedancia.....	57
2.3.2.2	Diseño de la red de Wilson.....	58
2.3.3	Diseño del selector de derivaciones.....	61
2.3.3.1	Selección del multiplexor análogo.....	61
2.3.3.2	Implementación del selector de derivaciones.....	62
2.3.4	Amplificador de instrumentación.....	63
2.3.4.1	Diseño del circuito de tierra virtual de pierna derecha.....	65

2.3.5	Diseño del filtro pasa-banda.....	67
2.3.5.1	Diseño del filtro pasa-alto.....	67
2.3.5.2	Diseño del filtro pasa-bajo.....	69
2.3.5.3	Diseño del filtro rechaza-banda.....	70
2.3.6	Etapa de digitalización y transmisión.....	73
2.4	Diseño e implementación de software.....	76
2.4.1	Base de datos.....	77
2.4.1.1	Tabla Modulo.....	78
2.4.1.2	Tabla Pacientes.....	78
2.4.2	Interfaz con los datos.....	79
2.4.2.1	LabSQL.....	80
2.4.2.2	Creación de un DSN de Sistema.....	81
2.4.3	Interfaces gráficas.....	83
2.4.3.1	Presentación.....	83
2.4.3.2	Menú base de datos.....	86
2.4.3.3	Añadir nuevo usuario.....	88
2.4.3.4	Modificar nuevo usuario.....	89
2.4.3.5	Eliminar usuario.....	91
2.4.3.6	IP Config.....	92
2.4.3.7	Menú ECG.....	93
2.4.3.8	ECG.....	95
2.4.3.9	Modo remoto.....	107
2.4.3.10	Revisión de archivos.....	110
2.5	Módulo de control remoto del paciente.....	111

## CAPÍTULO III

### ANÁLISIS Y RESULTADOS.

3.1	Pruebas experimentales	115
3.1.1	Prueba de funcionamiento del prototipo de ECG	115
3.1.2	Instrumento de recolección de datos	115
3.1.3	Procedimiento para la elaboración de un instrumento de recolección de datos.....	116
3.1.4	Prueba del algoritmo de medición de la frecuencia cardiaca	117
3.1.5	Prueba de transmisión a través de Internet	117
3.2	Resultados obtenidos.....	118

3.2.1	Análisis del funcionamiento del prototipo de ECG.....	118
3.2.2	Análisis de los datos recolectados	119
3.2.3	Análisis del error en el algoritmo de medición de la frecuencia cardíaca.....	122
3.2.4	Análisis de la prueba de transmisión en Internet	122
3.3	Análisis económico.....	123

## CAPÍTULO IV

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1	Conclusiones.....	126
4.2	Recomendaciones.....	128
	<b>Bibliografía y enlaces.....</b>	<b>130</b>

### ANEXOS

Anexo A	Glosario de términos
Anexo B	Hoja de especificaciones técnicas
Anexo C	Manual del usuario
Anexo D	Certificación de datos recolectados

## INTRODUCCIÓN.

Las enfermedades cardiovasculares son un grave problema de salud pública en nuestro país, lo que incrementa la demanda de servicios médicos ocasionando severas repercusiones socioeconómicas. Desde hace tiempo, se viene pensando como posible solución las consultas y los cuidados a distancia, lo cual no es otra cosa que la telemedicina. Por ello, el uso y desarrollo de técnicas en la electrocardiografía abre una perspectiva útil para el diagnóstico, tratamiento y monitoreo en este tipo de pacientes.

Este proyecto de investigación enfoca un área particular de la Ingeniería de Electrónica e Instrumentación aplicada al campo de la Biomedicina, con el fin de aportar a las administraciones públicas y servicios de sanidad privados, soluciones apoyadas en tecnologías de la información, utilizando una arquitectura abierta y escalable destinada a la monitorización domiciliaria.

En las consultas convencionales el paciente debe desplazarse a un centro de especialidades para visitar al médico especialista. Esto puede suponer elevados tiempos de espera e incómodos desplazamientos. A esto hay que sumar la problemática añadida de pacientes con dificultades de movilidad, ya sea por su estado físico o su avanzada edad. En estos casos, resultaría muy ventajoso poder recibir esta asistencia especializada en su propio domicilio o en el centro de asistencia primaria al que pertenecen.

Para solventar este problema, y centrándose en el ámbito de la cardiología, se plantea el siguiente prototipo de electrocardiografía portátil de bajo costo, construido con dispositivos de bajo consumo de potencia y de fácil adquisición en el mercado nacional, que en conjunto con las interfaces HMI amigables, es capaz de analizar la señal cardíaca en cuanto a su amplitud y frecuencia para disponer de información completa del estado del corazón.



Debido al ruido presente en la adquisición de este tipo de señal se procedió a usar técnicas computacionales robustas como el uso de la transformada Wavelet, para la visualización óptima de la señal del ECG, proporcionando al médico información necesaria para el control del paciente que requiera del servicio. Para el efecto el proyecto se ha dividido en cuatro capítulos, que son detallados a continuación:

En el capítulo I se presenta el marco teórico referencial, el cual describe en profundidad: definiciones, principios, y nomenclatura propia relacionada con la anatomía y fisiología del corazón para comprender a grandes rasgos de donde y como se obtienen los potenciales eléctricos del corazón y demás aspectos que intervienen con el desarrollo del proyecto

En el capítulo II se detalla el aporte en si, de los autores, correspondiente a las fases de diseño e implementación de un sistema de adquisición y procesamiento de señales del ECG, la cual comprende de una etapa de acondicionamiento análogo y una etapa digital la que permite la gestión de la información del paciente.

En el capítulo III se detallan los resultados obtenidos y las pruebas experimentales al que fue sometido el prototipo de electrocardiógrafo para rectificar el óptimo funcionamiento y el grado de satisfacción del paciente.

Finalmente en el capítulo IV se exponen las conclusiones obtenidas del proceso de investigación, implementación, y pruebas de dicho prototipo, así como también se exponen recomendaciones que podrán aportar significativamente a la elaboración de trabajos futuros de la misma índole. Se presenta al final un manual de usuario que explica de manera fácil y sencilla el proceso de la toma de la señal cardiaca al paciente que contiene el modulo portátil.

# CAPÍTULO I

## FUNDAMENTOS

### 1.1 Antecedentes

En la actualidad las enfermedades cardiovasculares o mejor conocidas como enfermedades del corazón, son una de las principales causas de muerte en todo el mundo esta discapacidad producida por factores genéticos, hipertensión arterial, diabetes, tabaquismo, tasas altas de colesterol y stress provocan el funcionamiento incorrecto del corazón. Estas enfermedades suele presentarse más en personas con antecedentes familiares, limitando realizar diferentes actividades en su vida diaria, y poniendo en riesgo su salud.

Un problema al que comúnmente se enfrentan las personas con discapacidad cardiaca son los costos elevados de una consulta en clínicas, consultorios, hospitales, por tal motivo no se realizan estos estudios de vital importancia. Otra circunstancia que dificulta la atención adecuada es el tiempo y la frecuencia con la que se deben realizarse los estudios cardiacos, esto significa que si una persona necesita estar en tratamiento del corazón, pagará demasiado dinero a un largo plazo. Existen también pequeños consultorios rurales que no cuentan con ningún equipo médico de monitoreo cardiaco, por lo que, resultaría bastante satisfactorio obtener un equipo similar en estos lugares que no cuentan con esta tecnología.

Antes de entrar en el tema se revisará algunos conceptos básicos para una mejor comprensión de este trabajo como son: anatomía del corazón y sus partes

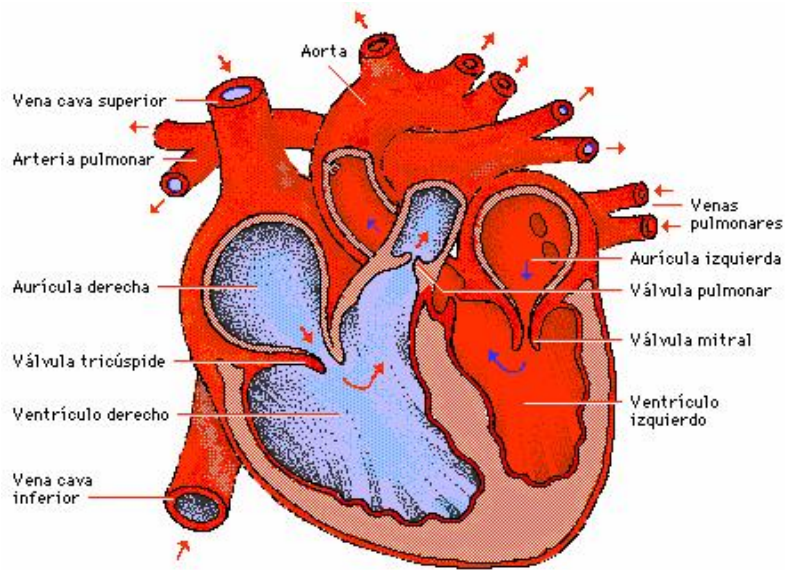
## 1.2 Anatomía del corazón

El corazón es uno de los órganos necesarios para la sustentación de la vida. Se encuentra formado por tres capas musculares, el endocardio, el miocardio y el epicardio. El miocardio forma aproximadamente el 75% del tejido cardíaco. El pericardio es una delgada capa que recubre el miocardio. La tercera capa, conocida como endocardio, se ubica entre el miocardio y el interior del corazón.

El corazón está separado por una delgada pared muscular llamada septum, la cual lo divide en dos mitades. A su vez, cada mitad está separada en dos cámaras limitadas por válvulas. Las cámaras superiores se llaman aurículas y representan las entradas del corazón. Las cámaras inferiores, los ventrículos, son las salidas del corazón. Las válvulas que separan las cámaras superiores e inferiores se denominan válvulas auriculo-ventriculares. La válvula que separa la aurícula derecha del ventrículo derecho se llama válvula tricúspide, mientras que la válvula que separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo recibe el nombre de válvula mitral. Otro grupo de válvulas controla el flujo sanguíneo de cada ventrículo a las arterias principales.

La válvula que separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar (la arteria que lleva sangre hacia los pulmones) se llama válvula pulmonar. La válvula aórtica es la que separa el ventrículo izquierdo de la aorta, es la arteria principal que conduce sangre a los órganos y tejidos del cuerpo.

La sangre no oxigenada fluye desde la aurícula derecha al ventrículo derecho, y se envía, a través de la arteria pulmonar a los pulmones dónde será oxigenada, vuelve a entrar en la vena pulmonar que retorna nuevamente a la aurícula izquierda y por tanto al ventrículo izquierdo que cierra el ciclo; éste último envía la sangre al sistema circulatorio, para ser distribuido a todos los órganos del cuerpo. La distribución de la sangre se realiza a través de una red de arterias y venas, gracias a la contracción rítmica de las aurículas y de los ventrículos.



**Figura 1.1: Partes del corazón**

La contracción y distensión de dichas cámaras se realiza de manera síncrona de forma que se optimiza el gasto cardíaco. El sistema eléctrico de su corazón controla la velocidad de su latido cardíaco. El sistema incluye una red de vías eléctricas similar al cableado eléctrico de un hogar. Las vías portan las señales eléctricas del corazón. El movimiento de las señales hace latir al corazón

Cuando funciona correctamente, el sistema eléctrico del corazón responde automáticamente según varíe las demandas de oxígeno del organismo, entre 60 y 80 veces por minuto latirá en forma rítmica y continua. Esta frecuencia va a depender de su actividad diaria. Cuando la frecuencia cardiaca aumenta, significa que el corazón late más deprisa y que el cuerpo recibe mayor cantidad de sangre rica en oxígeno

### **1.3 Electrocardiograma**

El electrocardiograma suele designarse por las letras (ECG o EKG). Es una prueba que registra los impulsos eléctricos, resultante de la despolarización y repolarización auricular y ventricular del corazón.

Esta prueba se usa para medir el ritmo y la regularidad de los latidos, así como el tamaño y posición de las cámaras cardíacas, cualquier daño en las estructuras

del corazón y los efectos de drogas o instrumentos utilizados para regularlo. En forma indirecta evalúa, la condición de este órgano como una bomba.

El ECG es una representación gráfica de la actividad bioeléctrica del músculo cardiaco, por lo que un equipo de registro de ECG es prácticamente un voltímetro que realiza una función de registrador. La representación consiste en una línea con ondulaciones, ángulos e inflexiones que representan los latidos cardiacos y las diversas fases de contracción y distensión que sufren las distintas cavidades del corazón durante el ciclo cardíaco. Los parámetros considerados para analizar la señal electrocardiográfica, normalmente de forma empírica, son: la uniformidad del ritmo, la presencia, amplitud, forma y separación de las distintas ondas.

Las amplitudes están asociadas directamente al estado de las células del miocardio<sup>1</sup>, mientras que los tiempos vienen condicionados por las células nerviosas. En la actualidad constituye uno de los métodos no invasivos más utilizados para realizar diagnósticos del estado de salud de una persona.

Los impulsos eléctricos que tienen lugar en el corazón son transmitidos hasta la superficie corporal. Para adquirir la señal de ECG necesitamos básicamente tres elementos: los electrodos que son los sensores, estos se ponen en contacto con la piel del sujeto y se encargan de captar sus impulsos eléctricos; un bioamplificador, cuya función es amplificar la señal de los electrodos de micro-voltios a mili-voltios para que la señal pueda ser registrada; y por ultimo, un sistema que se encargue de mostrar y/o almacenar la señal adquirida.

Los electrodos se ubican en los brazos, piernas y el tórax del paciente, en función de la posición de los mismos el vector de campo eléctrico generado por la actividad cardiaca tendrá un módulo y dirección diferente, lo que conlleva a que, de acuerdo a la localización de los electrodos se obtendrá amplitudes, polaridades y duraciones distintas. Por este motivo se han estandarizado distintas localizaciones para colocar los electrodos. Estas localizaciones reciben el nombre de derivaciones.

---

<sup>1</sup> Parte musculosa del corazón, situada entre el pericardio y el endocardio.

El número estándar de derivaciones es de doce para un ECG de “diagnóstico”, sin embargo se puede usar un mínimo de tres para un ECG de “control”. Debido a que la actividad eléctrica generada por el corazón es posible sensarla desde cualquier punto de la superficie corporal. En la práctica el registro electrocardiográfico usa 12 derivaciones que han sido sistematizadas y universalmente aceptadas, las cuales son divididas en tres grupos:

- Derivaciones bipolares de miembros de Einthoven
- Derivaciones monopolares de miembros de Goldberger
- Derivaciones unipolares torácicas de Wilson

### **1.3.1 Para qué se hace un ECG**

Varias condiciones o trastornos en la salud pueden causar cambios en el ECG. Dado que éste es un examen rápido, sencillo, no doloroso y relativamente barato, se puede utilizar como parte inicial de un examen para ayudar al médico para confirmar el diagnóstico. Los ECG también se hacen como exploraciones físicas de rutina para compararlos con ECG anteriores y determinar si existen enfermedades ocultas o no detectables al examen clínico que puede causar los cambios en su evolución.

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, que se origina por infecciones bacterianas de una o más válvulas del corazón 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 un accidente automovilístico.

También se puede realizar un ECG por los siguientes motivos:

- Para obtener un trazado basal<sup>2</sup> (lo que se considera normal en una persona) de la función del corazón (durante un examen físico). Este trazado basal se puede utilizar después para compararlo con futuros ECG, para detectar variaciones.
- Como parte de la preparación previa a algún procedimiento, como una operación, para asegurarse de que no existe ninguna condición cardíaca que pueda causar complicaciones durante o después del procedimiento.
- Para vigilar el funcionamiento de un marcapasos implantado.
- Para vigilar la acción y eficacia de ciertos medicamentos para el corazón.
- Para vigilar el estado evolutivo del corazón después de un infarto o después de algún procedimiento relacionado con el corazón, como cateterismo cardíaco, cirugía cardíaca, estudios electrofisiológicos, etc.

### 1.3.2 ¿Cómo se hace un ECG?

Un ECG es uno de los procedimientos más rápidos y sencillos que se utilizan para evaluar el corazón. Un técnico de ECG, una enfermera o un médico le aplicará 10 electrodos diferentes (pequeños parches de plástico) en lugares específicos y determinados del pecho, los brazos y las piernas.

---

<sup>2</sup> Se dice del nivel de actividad de una función orgánica durante el reposo y el ayuno

Se colocarán seis electrodos en el pecho y un electrodo en cada brazo y en cada pierna. Los electrodos son autoadhesivos y se pegan a la piel. Tendrá que estar acostado en una camilla, y las derivaciones (cables) se conectarán a los electrodos. Es necesario que esté muy quieto y que no hable durante el ECG, ya que cualquier movimiento puede crear variaciones o interferencias en el trazado.

En el ECG se puede controlar la frecuencia, el ritmo y la regularidad de los latidos, verificando la existencia de irregularidades en la gráfica o trazo del ECG como puede ser:

- Si están presentes las ondas P, y si su morfología, su sentido y sus dimensiones son normales.
- Si dichas ondas P preceden, en forma regular y en relación de 1/1, a los complejos ventriculares, y si están separadas de ellos por una distancia normal.
- Si el voltaje de QRS no es notoriamente grande ni pequeño, fijándose particularmente en la altura de la onda R y en la profundidad de la onda S
- Si la anchura de los complejos ventriculares QRS es normal.
- Si el segmento S-T es isoelectrico<sup>3</sup> o muestra ligeros desplazamientos de menor cuantía dentro de los límites aceptados convencionalmente (hasta 2 mm en las derivaciones precordiales).
- Observará si la onda T es esencialmente positiva en D1 y D2, aVL y aVF, V2, V3, V4, V5 y V6 y negativa en aVR.

Cuando se posee esa información, resulta posible precisar de inmediato si se está ante un trazado normal o patológico.

Si se llenan todas las premisas enunciadas, el ECG es normal. El estudioso no debe preocuparse en exceso por la posición del corazón ni de su área en grados (eje eléctrico). Si la posición es anormal, el trazado mostrará sobrados elementos gráficos de diagnóstico demostrativos de enfermedad. Una vez que se haya obtenido un trazado claro, le quitarán los electrodos y las derivaciones y podrá

---

<sup>3</sup>Que posee igual niveles de energía.



seguir con sus actividades normales, a menos que su médico le indique lo contrario.

### 1.3.3 Tipos de ECG

Para controlar el funcionamiento del corazón los médicos pueden realizar los siguientes tipos de ECG

#### 1.3.3.1 *ECG de ejercicio o examen de esfuerzo:*

Se conecta al paciente a un aparato de ECG como describimos anteriormente. En lugar de estar acostado, el paciente tiene que caminar en una cinta continua o pedalear en una bicicleta estática mientras se registra el ECG. Este examen se hace para evaluar los cambios en el ECG durante una situación de estrés como el ejercicio.



Figura 1.2: ECG de esfuerzo

#### 1.3.3.2 **Electrocardiograma de promediación de señales:**

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 de 15 a 20 minutos. El ECG de promediación de señales se hace cuando se sospecha una arritmia que no se ve en un ECG de reposo, ya que las arritmias pueden ser transitorias de naturaleza y no verse durante el corto período de tiempo que dura un ECG en reposo.

### 1.3.3.3 Monitorización con Holter:

Una monitorización con Holter es una grabación de ECG que se realiza durante 24 horas o más. Se pegan tres electrodos en el pecho del paciente y se conectan a un grabador de ECG portátil mediante cables de derivaciones. Durante este procedimiento, el paciente sigue con sus actividades cotidianas.

La monitorización con Holter se podría hacer cuando se sospecha una arritmia pero no aparece en el ECG de promediación de señales, ya que las arritmias pueden ser transitorias y no aparecer durante el corto período de grabación de un ECG en reposo o de un ECG de promediación de señales.



Figura 1.3: Monitorización con Holter

## 1.4 Origen de la actividad eléctrica del corazón

Las células cardíacas, como los otros tejidos excitables de los mamíferos, tienen una composición iónica intracelular que difiere de la extracelular. La concentración de iones potasio  $K^+$  en el interior de la célula es unas 30 veces mayor que concentración extracelular, mientras que el sodio  $Na^+$  es unas 30 veces menor. Como la membrana de las células cardíacas es más permeable al potasio que al sodio, en condiciones de reposo, los iones de potasio pueden salir de la célula con más facilidad que pueden entrar los iones de sodio y, en consecuencia existe una diferencia de potencial entre el interior y el exterior de la célula. Se dice que la membrana de la célula está *polarizada*, siendo la diferencia de potencial de - 90 mV (esto quiere decir que hay más cargas negativas en el interior que el exterior) (figura 1.4)

#### **Figura 1.4: Célula del miocardio polarizada**

Cuando un estímulo llega a una de estas células, se alteran las propiedades fisicoquímicas de la membrana, aumentando su permeabilidad al sodio. Como el sodio está mucho más concentrado en el exterior de la célula (se dice que existe un gradiente de concentración), al aumentar la permeabilidad de la membrana, el sodio entra de forma masiva en el interior de la célula. Esta afluencia de las cargas positivas invierte el potencial de membrana. En este estado se dice que la célula está despolarizada y presenta un potencial que se conoce como potencial de acción, cercano a 20 mV (figura. 1.5).

#### **Figura 1.5: Célula del miocardio despolarizada**

Una vez terminada la entrada de iones de sodio a través de la membrana celular, ésta vuelve espontáneamente a la situación original de permeabilidad selectiva, bloqueando de nuevo el paso de iones sodio del exterior al interior de la célula y, mediante un proceso activo conocido como bomba de sodio y potasio, expulsa los iones sodio al exterior y reintegra los iones de potasio que salieron de la célula en las fases anteriores. En consecuencia, la célula queda polarizada de nuevo adquiriendo su potencial de reposo; este proceso se denomina repolarización. Después de la repolarización hay un periodo refractario en el que no se puede volver a excitar la célula.

El tiempo entre el inicio de la activación hasta el retorno al estado de reposo es la duración del potencial de acción intracelular (*dPA*). El potencial de umbral se define como un nivel de potencial crítico ( $-60$  mV), tal que, si este potencial es cercano al potencial de reposo, la membrana puede responder a un estímulo relativamente débil y viceversa.

El periodo refractario de las células cardíacas se divide en: (a) un periodo refractario absoluto (*PRA*), durante el cual ningún estímulo, sin importar su intensidad, induce una respuesta y (b) un periodo refractario relativo (*PRR*) en el que sólo un estímulo intenso es capaz de producir una respuesta. Después sigue el periodo de excitabilidad supernormal (*SM*), durante el cual un estímulo relativamente débil puede producir una respuesta. (figura 1.6)

**Figura 1.6: Potencial de acción del músculo ventricular**

#### **1.4.1 Partes del sistema de conducción eléctrico**

El sistema de conducción cardíaco esta formado por:

- a) *Nodo sinusal*, en el cual se genera el impulso rítmico normal
- b) *Nodo auriculo-ventricular*, retrasa el impulso procedente de la aurícula antes de pasar al ventrículo
- c) *Haz de his*, conduce el impulso desde las aurículas hasta los ventrículos.
- d) *Haces derecho e izquierdo de fibras de Purkinje*, que conduce el impulso cardiaco a todas las partes de los ventrículos

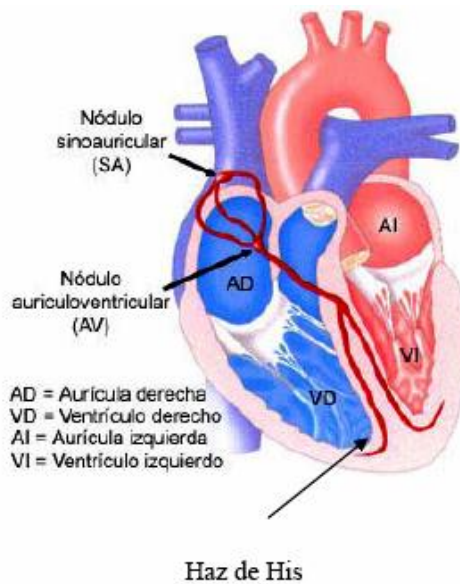


Figura 1.7: Partes del Sistema de Conducción Eléctrico

#### 1.4.1.1 Nodo Sinusal:

Es un aglomerado de células especializadas que se encuentran localizadas en el techo de la aurícula derecha de 3 mm de ancho y 1cm de largo, en el "surco terminal", ligeramente lateral a la unión de la orejuela derecha y la vena cava superior. Las células del nodo sinusal son especiales ya que generan la electricidad que hace que el corazón lata.

El nodo sinusal muestra dos importantes características:

- Ausencia de fase de reposo: después de la repolarización, en la fase 4 de la figura 1.6, el potencial de membrana no se mantiene estable, sino que asciende lentamente, hasta que al llegar a los - 60 mV, comienza espontáneamente una nueva fase de excitación
- Baja velocidad en la fase de excitación: la entrada masiva de sodio en el interior de la célula no es tan rápida como en las demás células cardiacas, sino que la fase de despolarización se instaura lentamente (el cambio de potencial tiene una velocidad de 1-2 voltios/segundo frente a los 100-200 voltios/segundo en otras células)

Este comportamiento explica el automatismo de las células del marcapasos. No es necesaria la llegada de un estímulo para provocar el cambio de la permeabilidad de la membrana a los iones, sino que dicha permeabilidad al Na<sup>+</sup> primero y al K<sup>+</sup> se instaura espontánea y ciclicamente a un ritmo de 60 a 100 veces por minuto que representa la frecuencia cardiaca o pulso

#### 1.4.1.2 Nodo Aurículo-Ventricular:

Está localizado en la aurícula derecha, en la parte baja a la derecha del septo interauricular, en el lado derecho del anillo fibroso central. Las células de este nodo permiten el paso de la electricidad por ellas. Ninguna otra célula entre las aurículas y los ventrículos tiene esta característica. De este modo, el nodo auriculo-ventricular es el “puente eléctrico” del corazón. En este nodo el impulso eléctrico de la aurícula se retrasa permitiendo que las aurículas vacíen su contenido antes que empiece la contracción de estos

#### 1.4.1.3 Sistema His-Purkinje:

Esta situado en los ventrículos del corazón la electricidad viaja por el sistema para hacer que los ventrículos se contraigan

El sistema His-Purkinje tiene tres propiedades importantes:

- La velocidad de elevación del potencial es muy grande (entre 500 y 1000 voltios/seg) y por tanto la conducción es muy rápida (3 metros/seg)
- La duración del potencial de acción es muy grande
- Bajo condiciones adecuadas, estos grupos de fibras pueden desarrollar una despolarización espontánea en la fase 4 y llegar a ser un marcapasos automático

Está formado por las siguientes partes:

- a) **Haz de His:** Es el inicio del sistema, tiene una longitud aproximada de 1 cm. antes de dividirse. Transmiten impulsos eléctricos con velocidades

mayores a la que hay en el músculo cardiaco, permitiendo una transmisión casi inmediata del impulso cardiaco

- b) **Haces derecho e izquierdo de fibras de Purkinje:** La porción ramificada, comienza con las fibras que forman la rama izquierda en "cascada". La rama izquierda se divide en 2 ramas principales: *rama antero-superior*, que se dirige hacia arriba y adelante, terminando en el músculo papilar anterior y la *rama postero-inferior* que se dirige hacia atrás y abajo, terminando en el músculo papilar posterior.

Después de dar las ramas para formar "la rama izquierda" el haz continúa como "rama derecha". Tanto la rama izquierda como derecha están "aisladas" durante su trayecto "no ramificado", para finalmente ramificarse en fibras de Purkinje que conectarán con el endocardio ventricular.

#### 1.4.2 Sistema de conducción eléctrica

Para bombear sangre e impulsar su circulación, el corazón necesita generar continuamente impulsos eléctricos que son transmitidos por el sistema de conducción cardíaca, haciendo que las cuatro cámaras del corazón (dos aurículas y dos ventrículos) se contraigan en sucesión ordenada de tal forma que la contracción auricular (sístole auricular) va seguida de la contracción de los ventrículos (sístole ventricular) y durante la diástole todas las cámaras están relajadas.

La generación del ECG depende de cuatro procesos electrofisiológicos: la formación del impulso eléctrico en el marcapasos principal del corazón, la transmisión de este impulso a través de las fibras especializadas en la conducción, la activación (despolarización) del miocardio y la recuperación (repolarización) del miocardio. La figura. 1.8 muestra los potenciales de acción típicos de membrana para las estructuras del sistema de conducción y músculos auriculares y ventriculares junto con la correlación con la actividad eléctrica registrada extracelularmente (ECG).

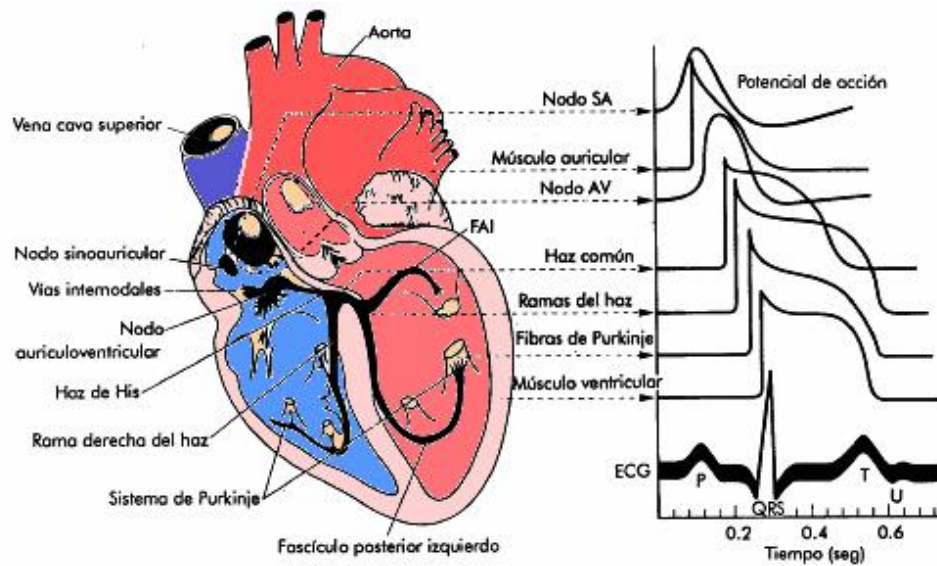


Figura 1.8: Potenciales de acción del corazón

El complicado sistema de conducción eléctrica del corazón comienza en la aurícula derecha precisamente en una estructura del tejido muscular que es el nodo Sinusal, denominado marcapasos natural del corazón, formado por un grupo de células especializadas que generan espontáneamente potenciales de acción a un ritmo regular, aunque el ritmo cardíaco está controlado por nervios del sistema nervioso simpático y el nervio vago del sistema nervioso parasimpático que producen, respectivamente, su aceleración y deceleración.

Para generar el latido cardíaco, el potencial de acción generado por el marcapasos donde sus células especializadas se disparan al auto excitarse enviando un impulso eléctrico (onda P) la cual se propaga en forma de anillos concéntricos. Cuando esta onda de excitación llega a la zona de unión entre la aurícula y el ventrículo derecho debe pasar a través del nodo auriculo-ventricular, donde la velocidad de propagación es mucho menor que en las aurículas y que en el resto del tejido de conducción en consecuencia la onda se retarda, esto permite que toda la sangre de las aurículas sea vaciada hacia los ventrículos antes de su contracción. Esto se revela en el ECG por la aparición de un segmento horizontal ya que la energía en este nodo es demasiado pequeña como para sensorla por los electrodos.





Figura1.9: Inicio del ciclo cardiaco

Luego el potencial de acción llega hasta el haz de His y de ahí a las fibras de Purkinje estas fibras conductoras del potencial de acción están distribuidas en dos secciones; una es el ventrículo derecho y la otra en el ventrículo izquierdo.

El potencial de acción se propaga a través de las fibras de Purkinje a gran velocidad aproximadamente 2 m/s, esto es la causa que los ventrículos se contraigan rápido y súbitamente, bombeando la sangre a través de las respectivas válvulas al exterior del corazón; la contracción de los ventrículos se conoce como sístole mientras su relajación se denomina diástole.

Durante la conducción del impulso desde el comienzo del Haz de His hasta las últimas células cardíacas se obtiene la onda QRS, representa la despolarización ventricular. La forma del complejo QRS indica las fuerzas eléctricas en los ventrículos. Los ventrículos tras un momento de reposo durante el cual permanecen en un estado de despolarización (segmento ST), comienza a repolarizarse, en este momento se genera la onda T. La repolarización de las aurículas coincide con la generación de la onda QRS y por ser de menor voltaje es ocultada totalmente.



Figura 1.10: Complejo QRS

### 1.5 Señal electrocardiográfica

La forma de la señal ECG presenta varias regiones que describe la actividad de un ciclo cardíaco, los voltajes producidos representan las presiones ejercidas por los músculos del corazón. La primera deflexión ascendente, P, se conoce como el complejo atrial. Las otras desviaciones, Q, R, S y T, se las conoce como los complejos ventriculares.

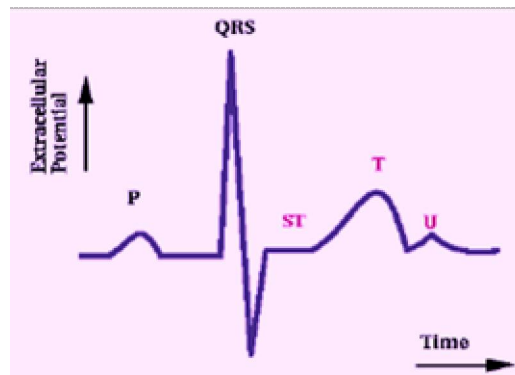


Figura 1.11: Ciclo cardíaco

Desde el punto de vista eléctrico, el ciclo cardíaco tiene tres fases: despolarización, repolarización y descanso. En el ECG, estas fases corresponden a las siguientes ondas.

### 1.5.1 Onda P.

La onda *P* corresponde a la actividad eléctrica producida por la despolarización auricular, cuyo inicio marca el Nodo *SA*. Su duración normal es de 0,06 a 0.1s. Un aumento del voltaje o de la duración de esta onda indica una anomalía auricular. La ausencia de esta onda ocurre en una parada del nodo sinusal, y en el bloqueo SA sinoauricular (situación en la que sí se despolariza el nodo sinusal, pero no se transmite el impulso a las células de la aurícula contiguas).

Esta onda es positiva en todas las derivaciones, excepto en aVR y, ocasionalmente, es aplanada o francamente negativa en Derivación III. En la derivación precordial V1 puede ser bifásica (una porción positiva y otra negativa).

### 1.5.2 Complejo QRS.

El complejo *QRS* corresponde a la actividad eléctrica producida por la despolarización ventricular, momento en el que los ventrículos se contraen. La primera onda positiva, normalmente la de mayor amplitud, se llama *R*. La onda *Q* (si existe) se define como la primera onda negativa que precede a la onda *R*. La onda *S* se define como la primera onda negativa que sigue a la onda *R*. Se define como punto de unión (*J*) el final del complejo *QRS*, también llamado unión *S-T*.

### 1.5.3 Onda T.

La onda *T* corresponde al final de la actividad eléctrica producida por la repolarización ventricular. La onda *T* normal es asimétrica en sus ramas y está redondeada en su vértice. La pendiente de la rama inicial es más suave que la de la rama terminal. Las anomalías de esta onda pueden indicar enfermedades cardíacas primarias, aunque hay casos de personas sanas con las mismas anomalías. También puede traducir trastornos del equilibrio hidroelectrolítico.

### 1.5.4 Onda U.

Su origen no está bien establecido, aunque se supone que corresponde a la activación tardía de algunos sectores del miocardio ventricular. Aparece más nítidamente en las derivaciones precordiales, sobre todo en las derechas (V1 y V2). Su duración es de 0,16 s a 0,24 s; tiene una dirección positiva, aunque puede ser negativa, porque en realidad debe su orientación a la dirección de la onda T de la que muestra una gran dependencia. Es anormal en trastornos del Potasio.

Los intervalos de tiempo entre las diferentes ondas del ECG son importantes en el diagnóstico electrocardiográfico, pues reflejan procesos electrofisiológicos y tienen implicaciones clínicas cuando están fuera del margen de variación normal.

El intervalo PR refleja en parte el tiempo de conducción auriculo-ventricular e incluye el tiempo necesario para la despolarización auricular, el retardo normal de la conducción en el nodo AV y el paso del impulso a través del haz de His y sus dos ramas hasta el principio de la despolarización ventricular. Se mide desde el inicio de la onda P al inicio del complejo QRS y su valor depende de la frecuencia cardíaca; si es mayor de 0,2 s puede indicar un bloqueo del nodo AV

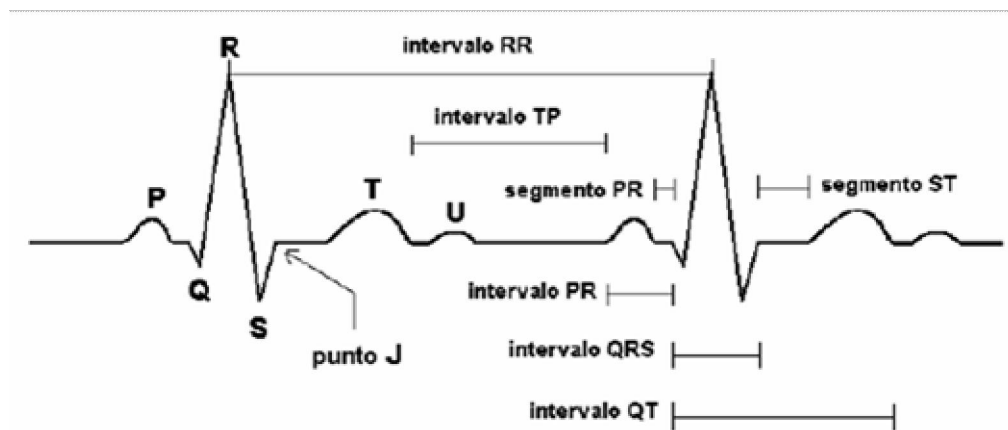


Figura 1.12: Ondas, intervalos y segmentos del ECG

El intervalo QRS representa el tiempo de despolarización ventricular y se mide desde el inicio de la onda Q (o de la onda R si no existe onda Q) hasta el final de la onda S (o la onda R si no existe onda S). Un complejo QRS mayor de 0,11 s

puede deberse a bloqueo de rama, conducción intraventricular anormal, síndrome de preexcitación o hipertrofia ventricular; si tiene forma de M sobre todo en derivaciones precordiales, suele indicar bloqueo de rama derecha en V1 y V2, y bloqueo de rama izquierda en V5 y V6.

El intervalo QT refleja el período total de los procesos de despolarización y repolarización ventricular y se mide desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T. Es importante seleccionar para la medición una derivación con ondas T bien definidas y que no tengan una onda U superpuesta a la onda T. Los valores normales del intervalo QT dependen principalmente de la frecuencia cardíaca, y el sistema nervioso autónomo.

El intervalo RR es el intervalo comprendido entre dos ondas R consecutivas y dividido entre 60 s representa la frecuencia cardíaca por minuto ( $fc$ ) con un ritmo ventricular regular. La  $fc$  en reposo de un ritmo cardíaco normal que nace en el nodo sinusal oscila entre 60 y 100 latidos por minuto, aunque es normal que disminuya con el descanso y el sueño, y que aumente con fiebre, estrés, ejercicio, etc., como sucede en la bradicardia y taquicardia sinusal respectivamente.

El segmento TP es el intervalo entre el final de la onda T y el inicio de la siguiente onda P. Para frecuencias cardíacas normales, este segmento suele ser isoeléctrico, pero para frecuencias rápidas la onda P se superpone a la onda T, por lo que este segmento desaparece. El punto J es la unión entre el complejo QRS y el segmento ST.

El segmento ST es el intervalo entre el punto J y el inicio de la onda T y representa el final de la despolarización y el inicio de la repolarización ventriculares. Se define como elevado o deprimido al relacionarlo con el segmento TP o el segmento PR. Los cambios en el segmento ST pueden indicar lesión miocárdica.

El dibujo electrocardiográfico se representa en un papel milimetrado en el que, de forma estandarizada, cada milímetro representa 0,1 milivoltios (mV) en vertical y 0,04 segundos en horizontal.

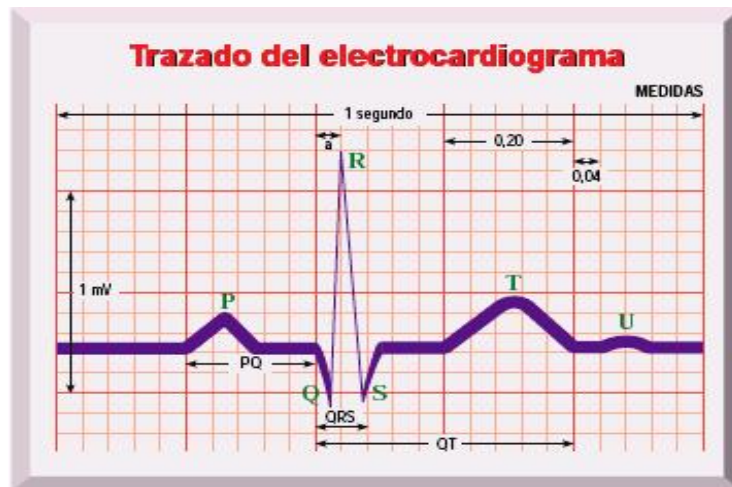


Figura 1.13: Dimensiones del ciclo cardíaco

En la tabla 1.1 se muestran los rangos de valores normales para las duraciones de intervalos del ECG.

Tabla 1.1 Rangos normales de intervalos del ECG

## 1.6 Derivaciones del electrocardiograma

El electrocardiograma consta de 12 derivaciones, que son el resultado de la exploración indirecta del corazón desde distintos planos, tal como si una persona observara una montaña desde su base, sus laderas y su cima. De ese modo obtendría distintas panorámicas del accidente geográfico observado, pero la montaña no cambiaría; lo que cambia es el punto de vista del explorador, al situarse en lugares diferentes.

Las primeras derivaciones, que datan de principios del siglo XX fueron descritas por Einthoven, y desde entonces se les llama, genéricamente, *derivaciones estándares* o *clásicas*. En lo fundamental se basan en una concepción de

bipolaridad (polo positivo menos polo negativo), y debido a ese hecho se les llama también *derivaciones bipolares*.

Con posterioridad, surgieron las derivaciones unipolares de miembros, nacidas de los potenciales proyectados sobre ambos brazos y la pierna izquierda, se les conoce con los nombres de aVR, aVL y aVF.

Por último, aparecieron las 6 derivaciones precordiales, también unipolares, que completan la exploración del corazón desde los planos anteriores, laterales y posteriores, y cuya utilidad en el diagnóstico “topográfico” es decisiva.

### 1.6.1 Derivaciones estándares de Einthoven D1, D2 y D3

En términos concretos, Einthoven pensó que, siendo el corazón un generador de corriente y el cuerpo humano un buen conductor, podría construirse imaginariamente un triángulo, formado por las raíces de los miembros, sobre cuyos lados se proyectarían las fuerzas eléctricas emanadas del músculo cardíaco. Dado que el corazón se inclina dentro del pecho hacia la izquierda, y como los brazos y piernas son prolongaciones de sus respectivas raíces, en la práctica empleamos los miembros superiores y el inferior izquierdo para construir el triángulo.

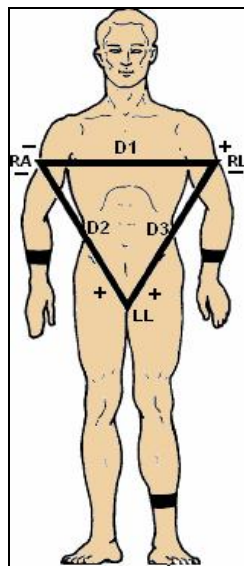


Figura1.14: Esquema del triángulo de Einthoven

Cada lado del triángulo de Einthoven está formado por 2 mitades, cada una de ellas tiene una mitad negativa y otra mitad positiva y un meridiano o punto cero en su centro. Las 3 derivaciones de Einthoven tienen su fundamento bioeléctrico en la teoría del dipolo. Se ha dicho que la base del corazón se conduce como polo negativo.

Esa región basal se proyecta sobre el brazo derecho, por lo que dicho brazo constituye el polo negativo de las derivaciones bipolares. Recordemos que la onda de excitación marcha de base a punta y, al aproximarse al brazo izquierdo y la pierna izquierda, los convierte en polos positivos. Teniendo ya constituidos los 2 polos del dipolo, las 3 derivaciones de Einthoven (Fig. 1.14) se integran de la manera siguiente:

D1: Brazo izquierdo menos brazo derecho.

D2: Pierna izquierda menos brazo derecho.

D3: Pierna izquierda menos brazo izquierdo.

Las 3 derivaciones estándares tienen inconvenientes y limitaciones de gran importancia, tales como los siguientes:

- Están integradas en un plano frontal y son útiles para recoger sólo los potenciales proyectados en este plano. A su registro escapan todas las fuerzas emergentes de la activación muscular cuya dirección y sentido sea otro, por ejemplo, hacia delante y atrás.
- Por el hecho de simbolizar la diferencia de potenciales entre 2 puntos distintos, la resultante no representa más que una resta de fuerzas.
- Tienen un valor muy limitado para diagnosticar, diferencialmente, el lado izquierdo del derecho en las hipertrofias ventriculares y en los bloqueos de rama.

Su importancia, sin embargo, es fundamental en lo concerniente a precisar:

- El ritmo cardíaco.
- La posición del corazón.



- Las medidas de las ondas, espacios y segmentos, sobre todo en D2.
- El diagnóstico positivo y diferencial de las arritmias.
- La frecuencia cardíaca.

Tienen un valor relativo para el diagnóstico del infarto miocárdico, ya que pueden presentar signos de tejido muerto en personas sanas.

Es importante conocer que las derivaciones estándares están íntimamente relacionadas, guardando una proporción entre sí, de modo que el voltaje de los fenómenos que se recogen en D1, D2 y D3 tienen una relación matemática enunciada en la ley del propio Einthoven, que postula: D2 es igual a la suma de D1 más D3.

Se debe explicar que, por razones idiomáticas, en la práctica electrocardiográfica se emplea términos distintos a los de *brazos* y *piernas*, y que siempre se denominará a los ángulos del triángulo con las iniciales de las palabras inglesas *right* (derecho), *left* (izquierdo) y *feet* (pierna), anteponiendo la inicial V de la palabra *vector*, que se emplea como representación gráfica de las fuerzas eléctricas que se registran.

Desde el punto de vista anatomotopográfico<sup>4</sup> puede añadirse: que el brazo derecho (VR) se proyecta sobre la base del corazón, que es el polo negativo del dipolo cardíaco; se sustenta además la creencia de que a través de los orificios aurículoventriculares dicho brazo se orienta hacia las cavidades cardíacas, que son electronegativas porque la onda de excitación marcha de endocardio a epicardio, alejándose de ellas.

El brazo izquierdo recibe potenciales muy poderosos de la pared lateral del ventrículo izquierdo, que se aproximan a dicho miembro y originan su electropositividad; la pierna izquierda recibe los potenciales de la cara diafragmática del corazón, formada por las paredes de ambos ventrículos, a lo que debe, por las mismas razones que el brazo izquierdo, su positividad.

---

<sup>4</sup> Perteneiente o relativo a la descripción detallada de la anatomía del cuerpo

### 1.6.2 Derivaciones monopolares de miembros aVR, aVL y aVF

La característica general de las 3 derivaciones monopolares de miembros es su obtención a partir de un electrodo explorador, que tiene como polo contrario un potencial que no es exactamente igual a cero, pero que se aproxima mucho a esa magnitud, por lo que su fuerza es desdeñable.

Como es lógico, la información obtenida por estas derivaciones es muy precisa, y es de gran ayuda para establecer diagnósticos “topográficos”, así como la posición del corazón y la extensión de las zonas lesionadas en las masas musculares exploradas.

La denominación aVR, aVL y aVF corresponde, a la inicial de la palabra *vector* y de las palabras inglesas *derecho*, *izquierdo* y *pierna*. Se antepone la letra minúscula *a*, que es la inicial de la palabra *aumento*, para indicar que los potenciales eléctricos, en esas derivaciones, a causa de su pequeñez original, son ampliados para su mejor observación. La electrogenia<sup>5</sup> de sus grafoelementos<sup>6</sup> está en función de la anatomía topográfica del miocardio. Considerando que estas derivaciones son esenciales para determinar la posición del corazón, estas posiciones son, en lo fundamental, tres: intermedia, horizontal y vertical

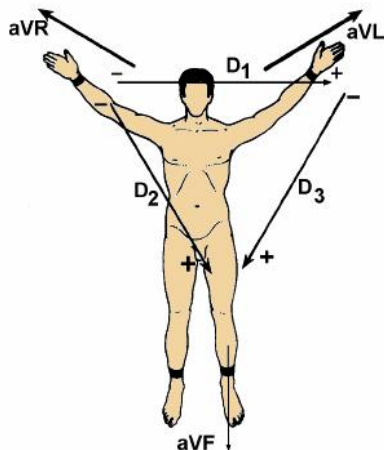


Figura1.15: Esquema de las derivaciones potenciales de miembros aVR, aVF, aVL

<sup>5</sup> Origen eléctrico.

<sup>6</sup> Elementos gráficos del E.C.G

aVR es la derivación del brazo derecho y muestra todos sus grafoelementos inscritos por debajo de la línea isoeléctrica. La negatividad de todas sus ondas permite dudar sobre la normalidad de un electrocardiograma que no cumpla esa condición. En aVL y aVF se tiene los 2 puntos de referencia esenciales para la determinación de la posición del corazón.

Los grafoelementos en esas derivaciones son una expresión de los potenciales eléctricos de ambas paredes ventriculares, y modifican su morfología en relación con los cambios que experimenta la posición anatómica del miocardio en función de la estructura corporal y de la afección cardiovascular que lo haga rotar hacia la izquierda o hacia la derecha.

### 1.6.3 Derivaciones unipolares precordiales

Son 6, y deben su nombre a la posición o sitio donde se coloca el electrodo explorador, y van desde V1 hasta V6. Son las derivaciones empleadas para precisar con exactitud las perturbaciones miocárdicas del lado izquierdo y del lado derecho y distinguir las lesiones de la pared anterior y de la pared posterior. Estas derivaciones permiten el registro de potenciales que escapaban a las derivaciones anteriormente citadas; abarcan el tórax, partiendo de su lado derecho y llegan hasta la línea axilar media, o sea, rodean el corazón a manera de un semicírculo.

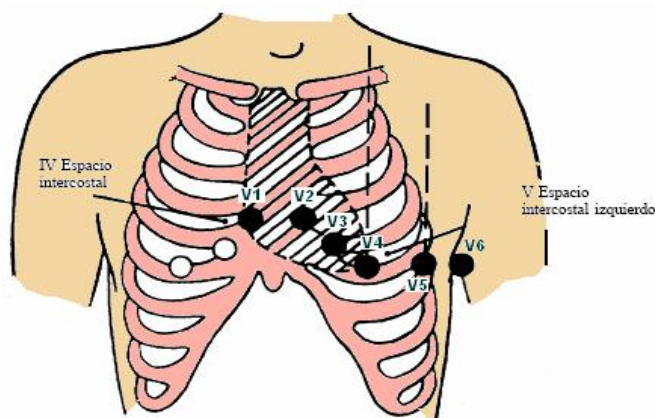


Figura1.16: Esquema de derivaciones precordiales

- **V1:** El electrodo explorador se sitúa en el 4to. espacio intercostal derecho, junto al borde esternal. Recoge potenciales de las aurículas, sobre todo de la derecha, que es anterior y subyacente, y de una pequeña parte del tabique interventricular y la pared anterior del ventrículo derecho.
- **V2:** El electrodo se sitúa también a la altura del 4to. espacio intercostal, pero del lado izquierdo del esternón, justamente encima de la pared ventricular derecha, cuyos potenciales se registran con mayor fuerza que en V1 en razón del mayor grosor que dicha pared presenta a ese nivel, lo que determina que la positividad inicial sea ligeramente mayor que en V1.
- **V3:** En esta derivación precordial, el electrodo explorador se sitúa en un punto equidistante de V2 y de la próxima derivación, V4. Dicho electrodo se encuentra teóricamente situado sobre el tabique interventricular, lo que hace de ella una derivación transicional entre las estructuras miocárdicas izquierdas y derechas.
- **V4:** El electrodo explorador se sitúa en la región de la punta del ventrículo izquierdo, en el 5to. Espacio intercostal izquierdo y a nivel de la línea medioclavicular. En esta región es precisamente donde mayor grosor muestra el ventrículo izquierdo, y su activación origina una onda fuertemente positiva.
- **V5 y V6:** En V5, el electrodo explorador se coloca en el 5to. espacio intercostal izquierdo, más lateralmente que en V4, justo al nivel de la línea axilar anterior. En V6, el electrodo sigue situado en el 5to. espacio intercostal izquierdo, pero al nivel de la línea axilar media. Debajo de los electrodos situados en esas posiciones se encuentra el miocardio del ventrículo izquierdo.



Figura 1.17: Grafica de distintas derivaciones de un ECG normal

### 1.7 Características frecuenciales del ECG

En electrocardiografía convencional se utilizan tres anchos de banda según las diferentes aplicaciones. Las recomendaciones del Comité de Cardiología, indica que el ancho de banda para adquirir el ECG estándar de 12 derivaciones en un paciente en reposo sea de 0,05 Hz a 100 Hz con una frecuencia de muestreo de 500 Hz.

Para aplicaciones de monitorización (pacientes en unidades de cuidados intensivos y pacientes ambulatorios), el ancho de banda recomendado se reduce de 0,5 a 50 Hz, pues las arritmias son de mayor interés que los cambios morfológicos en las ondas. Al elegir un ancho de banda tan estrecho se reduce el ruido de alta frecuencia causado por las contracciones musculares y el ruido de baja frecuencia (cambios de la línea de base) causado por el movimiento de los electrodos.

El tercer ancho de banda, usado para cardiotacómetros, está basado en un estudio de las componentes frecuenciales de las ondas del ECG, ruido muscular y artefactos de movimiento, en donde se maximiza la relación señal a ruido para detectar solamente el complejo QRS mediante un filtro pasabanda centrado en 17 Hz con una banda de 5Hz, que rechaza ruido, artefactos de movimiento y las

ondas P y T. Los espectros del ECG completo, sus componentes y ruido obtenidos de un promedio de 150 latidos cada uno se muestra en la figura 1.18

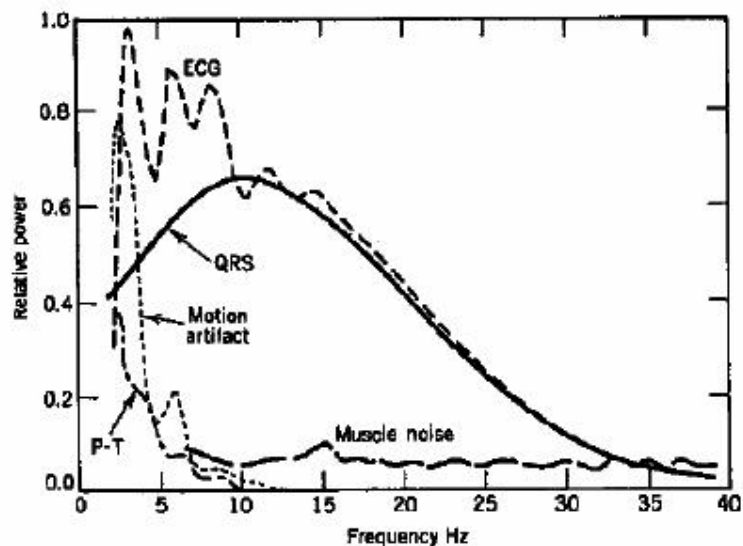


Figura 1.18: Espectro de potencia de la señal de ECG y sus subcomponentes y ruido

Otra aplicación más reciente extiende el ancho de banda hasta 500 Hz para medir potenciales tardíos que son voltajes de baja amplitud (del orden de microvoltios) y alta frecuencia que son indicadores de riesgo de arritmias malignas. Se presentan en el ECG en la parte final de la onda P y el intervalo PR (potenciales auriculares tardíos) y en la parte final del complejo QRS y el segmento ST (potenciales ventriculares tardíos).

## 1.8 Arritmias

Una arritmia es un ritmo cardíaco anormal, es decir, una alteración en la formación o la transmisión del impulso cardíaco. Las arritmias se manifiestan clínicamente y según la gravedad por palpitaciones, síncope<sup>7</sup>, insuficiencia cardíaca o angina. Se define como palpitación la sensación subjetiva molesta, que se presenta cuando la persona se da cuenta del movimiento del corazón. La causa más común de las palpitaciones es la ansiedad o las situaciones muy estresantes pero pueden aparecer también en determinadas arritmias, fundamentalmente extrasístoles ventriculares.

<sup>7</sup> **Síncope:** Pérdida repentina del conocimiento y de la sensibilidad, debida a la suspensión súbita y momentánea de la acción del corazón.

La clasificación de las diferentes arritmias y sus características particulares es muy extensa, por lo que a continuación realizaremos una breve reseña de las más comunes:

### 1.8.1 Fibrilación auricular.

Es una rápida y fragmentada actividad eléctrica debida a múltiples y simultáneas ondas reentrantes en la aurícula. El ventrículo responde con un ritmo de 100 a 160 pulsos por minuto si la conducción del Nodo AV<sup>8</sup> es normal. Se observa una ausencia de ondas P y aparecen ondas de fibrilación de pequeña amplitud. El QRS es estrecho. Si la conducción del Nodo AV es normal se produce un ritmo cardiaco ventricular irregular. Si hay algún problema en dicha conducción se produce un ritmo regular.

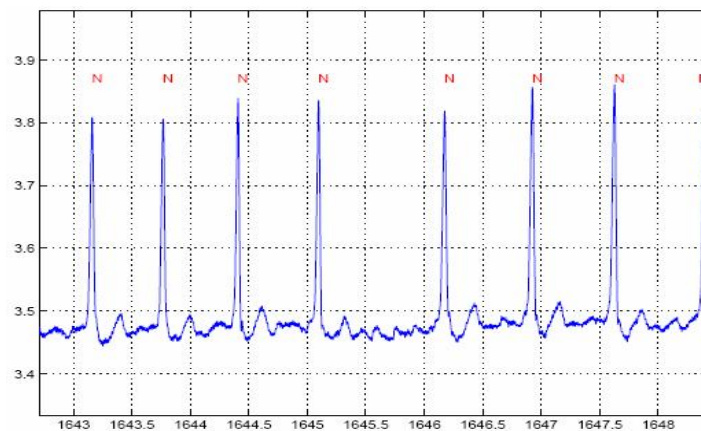


Figura 1.19: ECG de Fibrilación auricular

### 1.8.2 Latidos prematuros del nodo.

Se generan en los puntos de unión del Nodo AV con el Haz de His. En el ECG se muestran como una P invertida en las derivaciones II, III y aVF , y en función de la velocidad de conducción pueden aparecer antes, durante o después del QRS, que por otra parte es normal. Si aparecen antes, suele haber una distancia PR menor de 0,12 segundos.

<sup>8</sup>Arículo-ventricular

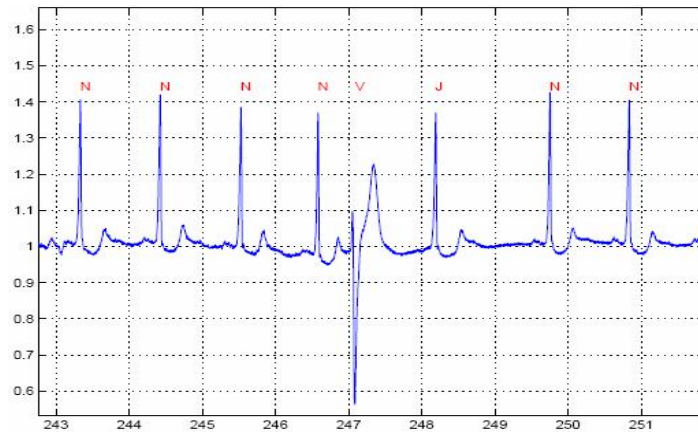


Figura 1.20: ECG de Latidos prematuros del Nodo

### 1.8.3 Latidos de escape del nodo.

Las células que componen la unión del Nodo AV con el Haz de His tienen una frecuencia inherente de 35 a 60 pulsos por minuto. En el caso de que en ese periodo de tiempo no reciban la orden de descarga del Nodo SA<sup>9</sup> terminan por descargarse ellas solas, provocando el latido. En el ECG aparece una pausa más larga antes de su aparición. La onda P invertida, aparece, muy cerca del QRS, que es normal. Están normalmente asociados a estados de bradicardia.

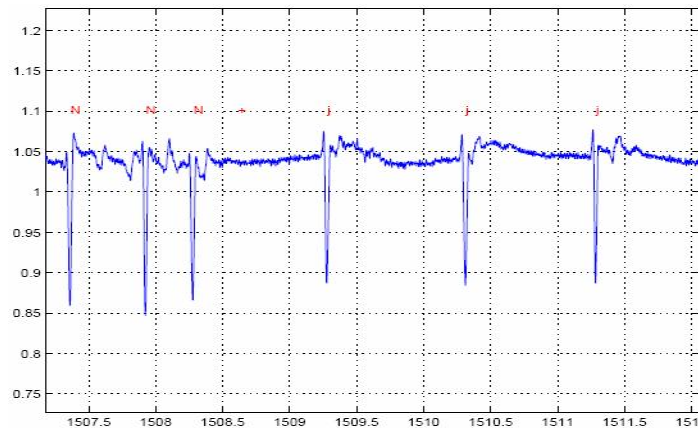


Figura 1.21: ECG de Latidos de Escape del Nodo

<sup>9</sup>Sinusal



#### 1.8.4 Contracción ventricular prematura o PVC.

Consiste en uno o dos latidos ectópicos<sup>10</sup> ventriculares que ocurren antes de que llegue la activación del Nodo SA.

Los PVC<sup>11</sup> aparecen con mayor probabilidad en estados de bradicardia al alargarse la distancia entre complejos QRS. No presentan onda P y la siguiente onda P aparece oculta por la presencia de la onda T del PVC. El complejo QRS es más ancho (normalmente mayor de 0,12 segundos), aparece antes y tiene una amplitud mayor. Suele aparecer una pausa compensatoria, de modo que el siguiente latido tarda un poco más en llegar. La onda T se alarga y presenta una polaridad inversa respecto al QRS.

Los PVC pueden aparecer en pacientes sanos y no necesariamente son síntomas de enfermedad. Su frecuencia aumenta con la edad, en estados de bradicardia o taquicardia, o en pacientes que hayan sufrido un infarto agudo de miocardio.

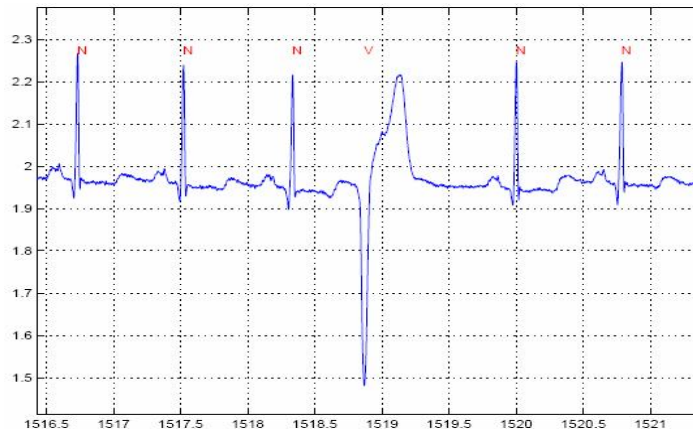


Figura 1.22: ECG de Ventricular Prematura

#### 1.8.5 Taquicardia ventricular.

Consiste en al menos tres contracciones ventriculares prematuras. El ritmo cardiaco es regular, de 100 pulsos por minuto o mayor. El QRS es ancho. El

<sup>10</sup> Que se produce fuera del lugar propio

<sup>11</sup> Contracción Ventricular Prematura

ECG presenta una apariencia regular. Aparece con más frecuencia en pacientes adultos que han tenido un infarto o una enfermedad arterial coronaria.

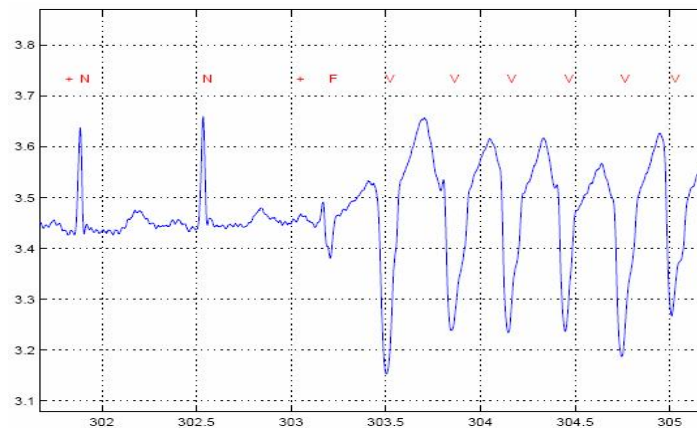


Figura 1.23: ECG de Taquicardia Ventricular

### 1.8.6 Fibrilación ventricular.

Es una perturbación severa del ritmo eléctrico del corazón, asociada a un colapso hemodinámico<sup>12</sup>. El ECG resultante muestra ondulaciones irregulares donde no aparecen complejos ventriculares claros. La fibrilación ventricular es muy peligrosa pues el bombeo de sangre es insuficiente como para que llegue oxígeno al cerebro, lo cual puede provocar la muerte si no se la detiene a tiempo.

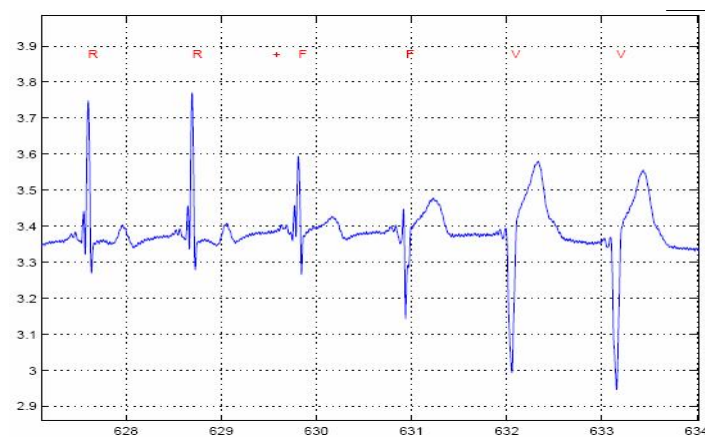


Figura 1.24: ECG Fibrilación Ventricular

<sup>12</sup> Pertenciente o relativo a la dinámica de la sangre

## 1.9 Detección de señales biológicas

Se considera a la piel seca y sin cortaduras como una capa protectora con una resistencia en el orden de 1.3 M $\Omega$ , la mayoría atribuible a la epidermis. Es por esta razón que se opta por atravesar de alguna manera esta capa protectora cuando se desea registrar algún tipo de actividad bioeléctrica por medio de los así llamados electrodos superficiales.

Hay diferentes métodos para romper la epidermis sin producir sangrado y molestia al sujeto hasta llegar a la dermis. Un método consiste en utilizar una aguja hipodérmica<sup>13</sup> con su punta especialmente preparada para raspar la superficie de la piel, un método que debe usarse con mucho cuidado para no lastimar la piel y tener que abandonar el sitio hasta que sane. Otro consiste en utilizar una pasta que contiene ciertos abrasivos<sup>14</sup>; al frotarse la pasta a la piel, el abrasivo mecánicamente rompe la epidermis. En otra alternativa, lo único que se hace es esperar hasta que la piel sude. La sudoración contribuye a la reducción de la resistencia de la epidermis al proporcionar un camino conductivo para la electricidad. Una vez rota la epidermis, la resistencia de la piel se reduce a valores alrededor de los 15 K $\Omega$ .

Para la captura de las señales biológicas existen varios métodos, pero el más popular todavía sigue siendo en la mayoría de las aplicaciones el uso combinado de los electrodos superficiales y una pasta de naturaleza electrolítica.

En la Figura 1.25 se puede describir el comportamiento de la piel y el conjunto pasta-electrodo.

---

<sup>13</sup> Que está o se pone debajo de la piel.

<sup>14</sup> Producto que sirve para desgastar o pulir, por fricción, sustancias duras como metales

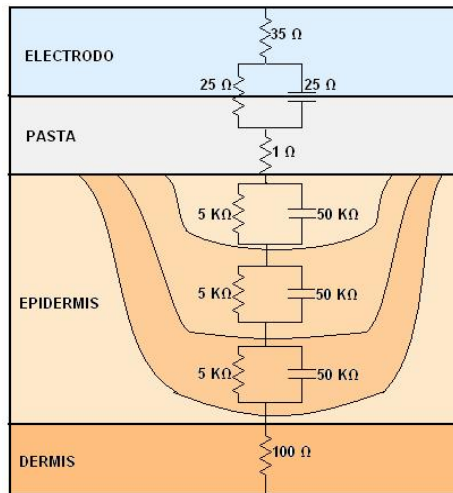


Figura 1.25: Modelo eléctrico de la impedancia entre la piel y un electrodo.

Desde el punto de vista resistivo la pasta presenta apenas una impedancia de  $1\Omega$ . La pasta asegura que toda la superficie de la piel debajo del electrodo haga un buen contacto eléctrico evitando que los vellos u otras irregularidades de la piel reduzcan el área efectiva de contacto.

Al emplear una pasta electrolítica<sup>15</sup>, la impedancia de la piel presentan una impedancia mayor (sobre los  $10\text{ K}\Omega$ ) y se observa una dependencia de la frecuencia.

Se puede concluir que los experimentos demuestran que la piel sana y seca en combinación con electrodos metálicos presenta una impedancia elevada (alrededor de  $1\text{ M}\Omega$ ). Que se puede disminuir esta impedancia (hasta  $100\text{ K}\Omega$ ) frotando la piel con alcohol o con pasta electrolítica y que mejores resultados se obtienen (entre  $1.4$  y  $5\text{ K}\Omega$ ) si se rompe la epidermis con una pasta especial o con agujas hipodérmicas especiales para tal propósito. Que la presión no logra alterar muy notoriamente la impedancia y que la misma permanece constante para rangos de frecuencia entre  $0$  y  $100\text{ Hz}$ . Estos valores de impedancia deberán ser tomados en consideración cuando se seleccione el tipo de amplificador operacional y configuración que deberá emplearse para aumentar el nivel de las señales que se desean detectar.

<sup>15</sup> Descomposición de una sustancia en disolución mediante la corriente eléctrica

La señal de ECG es muy susceptible a ser afectada por diferentes tipos de señales eléctricas, algunas de carácter externo al circuito de medida y otras de carácter interno. Las señales de origen interno ajenas a la señal de interés son susceptibles a provocar un error en el sistema de medida, al igual que las señales de origen externo conocidas como *Ruido*, e *Interferencia*<sup>16</sup>.

Para eliminar el efecto de las fuentes de error se debe de tener un buen entendimiento de las mismas y la manera en que estas afectan la señal a medir.

Las principales fuentes de ruido son:

- **Fuente de alimentación:** ruido provocado por desequilibrios en el transformador de la fuente de alimentación, acoples capacitivos entre el primario y el secundario.
- **Ruido de componentes:** ruido térmico introducido por las resistencias del circuito, ruido de componentes propios.
- **Ruido de cuantización:** en caso de procesamiento digital de la señal, el cuantizador introduce un error al transformar la señal analógica a una muestra digital.

Las interferencias producidas en la selección de la señal se muestran a continuación:

- **Interferencia de 60 Hz:** Los cables son particularmente sensibles a la interferencia de 60 Hz (lámparas fluorescentes). por lo que se tiende a emplear cables blindados.
- **Interferencia Electrostática:** Es el resultado del empleo de material sintético con excelente calidad de aislamiento que hace que se acumule carga electrostática en el sujeto.

---

<sup>16</sup> Dicho de una señal, Introducirse en la recepción de otra y perturbarla

- **Interferencia por Movimiento de los Electrodo:** aparece una diferencia de potencial entre los electrodos y el paciente, el cual varía si se mueve el electrodo
- **Interferencia por Movimiento del Cable:** La manera más efectiva de contrarrestar esta interferencia es usar cables blindados. La segunda medida consiste en disminuir la impedancia<sup>17</sup> del electrodo.
- **Interacción Electrodo/Amplificador:** El ruido aleatorio se debe a que un amplificador tiene fuentes internas de ruido de corriente y voltaje. La fuente de ruido de voltaje no tiene que ver con el electrodo, y su reducción se deja al diseño del amplificador como tal: selección de amplificadores de bajo ruido, configuraciones con entrada diferencial, amplificadores de instrumentación.

La elección de componentes de calidad en nuestro circuito y un buen diseño disminuye en gran parte los efectos antes mencionados.

### 1.10 Telemedicina

El término Telemedicina es la prestación de servicios de medicina a distancia. La palabra procede del Griego *TELE* (tele) que significa 'distancia' y medicina. También se puede decir que es la investigación, seguimiento, gestión y formación de pacientes y personal médico usando sistemas que proporcionen acceso inmediato a un sistema experto y a información del paciente, sin importar en que lugar se encuentre el paciente o la citada información.

La telemedicina puede ser tan simple como dos profesionales de la salud discutiendo un caso por teléfono hasta la utilización de avanzada tecnología en comunicaciones e informática para realizar, en tiempo real consulta, diagnóstico y hasta cirugía entre diferentes países.

---

<sup>17</sup> Relación entre la tensión alterna aplicada a un circuito y la intensidad de la corriente producida

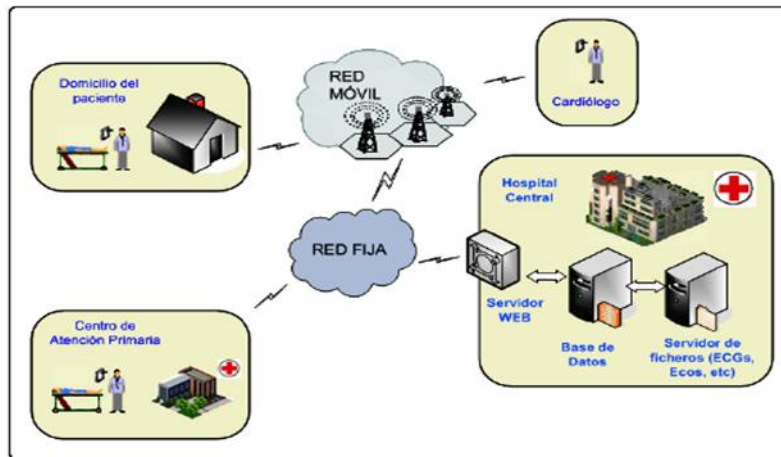


Figura 1.26: Sistema de telecardiología y escenarios clínicos de uso

### 1.10.1 Tipos de telemedicina

En la actualidad, dentro del campo de la Telemedicina, podemos encontrar que se usa básicamente en 2 áreas de trabajo: *La práctica y la educación*.

Dentro de la *práctica* es posible resaltar las siguientes formas:

- ***Telediagnóstico*** que es el diagnóstico a distancia o diagnóstico remoto, es la técnica que mayor impacto causa, dadas las múltiples ventajas con que es presentada y el amplio aprovechamiento de la tecnología. Consiste en evaluar o asistir en la evaluación médica de un paciente desde un centro hospitalario que se encuentre distante, haciendo uso de las telecomunicaciones para llevar a cabo esta acción.
- ***Reuniones médicas para obtener segundas opiniones denominadas Tele-conferencia***. Esto es por medio de videoconferencia, es factible convocar una reunión de especialistas que estén en diferentes locaciones (sin límites geográficos), a fin de debatir diferentes situaciones, la única limitancia está en los recursos tecnológicos y de telecomunicaciones
- ***Almacenamiento digital de datos o fichas médicas***. Consiste en la implementación del respaldo digital de documentos tales como fichas médicas, placas radiológicas o exámenes, de manera de agilizar procesos internos y disminuir el espacio físico de almacenamiento de los mismos.

Además esto abre posibilidades de obtención de diagnósticos que no sea en tiempo real por medio de correo electrónico o la publicación de resultados de exámenes vía web para ser consultados por los pacientes.

Dentro del *área educativa* se destaca la siguiente forma:

- ***Clases a distancia desde centros médicos.*** Es el uso académico de la videoconferencia médica, usando la misma tecnología, un docente puede impartir clases a un grupo o varios grupos de estudiantes que se encuentren distantes.

### **1.10.2 Operación de un sistema de telemedicina**

Un sistema de telemedicina, según su definición, es un sistema de apoyo para las actividades médicas. En la actualidad, el “medio de apoyo”, son las telecomunicaciones y las ciencias informáticas, ya que lo que hoy en día encontramos en esta naciente área, son sistemas capaces de transmitir audio, video, imágenes y documentos por medio de diversos sistemas de telecomunicaciones.

Un sistema de telemedicina opera básicamente de la siguiente manera: Existe un centro hospitalario menor que presenta una carencia de profesionales en un(as) áreas específicas, dicho centro será asistido por uno de mayor envergadura, el cual dispondrá de los especialistas y el tiempo necesario para la atención de los pacientes de manera “remota”, quienes se encontrarán físicamente en la ciudad donde esté el centro de menor tamaño. Esto conlleva beneficios de ahorro de tiempo y dinero para los pacientes y mejora la gestión de los centros de salud más apartados.

Para que un sistema de estas características funcione bien, se debe contar con los siguientes elementos:

- Equipos capaces de comunicarse (deseablemente videoconferencia).
- Medio de comunicación (satelital, Internet, etc.).



- El hospital o clínica que apoya, debe gestionar los recursos necesarios (infraestructura, tiempo y especialmente especialistas) para efectuar las labores de apoyo.

### 1.10.3 Beneficios de la telemedicina.

- ***Intercambio de registros de pacientes entre hospitales.*** Permite la rápida disponibilidad de historiales médicos de pacientes con independencia del lugar donde se preste la atención médica. Para ello es necesario recurrir a normas y estándares para almacenar la información
- ***Teleasistencia a pacientes en lugares de difícil acceso o con dificultades de desplazamiento, físicas o económicas.*** Es una ayuda muy importante para pacientes cuya movilidad se ve afectada por la edad o determinadas enfermedades, o que viven en un entorno rural alejados del centro médico, o con pocos recursos económicos para costearse numerosos viajes.
- ***Seguimiento doméstico de pacientes.*** Permite hacer un seguimiento continuo cuando el paciente abandona el hospital y se le da de alta. Pacientes que han sufrido infartos, enfermos de Alzheimer, diabetes, con necesidad de un seguimiento oncológico, etc. Todos estos casos requieren que el paciente se desplace repetidamente al hospital para efectuar pruebas médicas e incluso en algunos casos se vea obligado a cambiar de residencia. Mediante la Telemedicina es posible, utilizando las redes de comunicación disponibles, realizar una parte de estas pruebas médicas mejorando la calidad de vida del paciente, descargando de trabajo en tiempo real al servicio hospitalario y disminuyendo costes tanto del paciente como del hospital.
- ***Aumento de la calidad de vida del paciente.*** Los dos puntos anteriores suponen un aumento significativo en la calidad de vida de los pacientes afectados, tanto desde el punto de vista económico como desde el punto

de vista de su salud física y emocional, ya que estos progresan mejor en un entorno familiar.

- **Reducción de costos.** Los anteriores puntos redundan en una disminución importante de los gastos económicos, tanto desde el punto de vista del paciente como desde el punto de vista de la administración de los hospitales, bien sean públicos o privados.

## 1.11 Transformada Wavelet

### 1.11.1 Introducción

Las Wavelets son funciones matemáticas que dividen los datos en diferentes componentes de frecuencia, para luego evaluar cada componente con una resolución adaptada a estas escalas, poseen una duración limitada y tienen un valor medio de cero.

La transformada Wavelet descompone una señal sobre un conjunto de funciones básicas denominadas Wavelets, obtenidas mediante escalaciones y traslaciones de la Wavelet generadora, produciendo una representación de la señal en tiempo-frecuencia, como la colección de Wavelets básicas, lo que genera una ventaja sobre el análisis de Fourier, en el que la señal se descompone en funciones senoidales. En este caso, la descomposición con Wavelet se realiza a partir de funciones más complejas, en las cuales además no se varía su frecuencia, sino su posición y su escala temporal.

La transformada *Wavelet* continua se define como:

$$WTX(\tau, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) * h\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt \quad (\text{ec. 1.1})$$

donde:

$\tau$  nos da las traslaciones

$a$  son las dilataciones

$t$  tiempo

*Wavelet* significa onda pequeña, indicando este adjetivo que la función de enventanado es de longitud finita. El término onda hace referencia al carácter oscilatorio de la función. Cuando se hace referencia al término 'madre', se está indicando el hecho de que las funciones usadas, con diferente zona de acción, derivan de una función principal, es decir, la *Wavelet* madre es un prototipo a partir del cual se generan el resto de funciones de enventanado.

La transformada Wavelet utiliza frecuencias altas de la Wavelet generadora sobre períodos de tiempo cortos y frecuencias bajas de la misma sobre períodos de tiempo largos, por lo que el principio de incertidumbre no interfiere o no es contradicho en este tipo de análisis.

Su principal característica es que permite conocer qué frecuencias componen una señal en cada instante con las siguientes resoluciones:

- Para las altas frecuencias consigue una buena resolución en el tiempo que permita su exacta localización temporal, aún a cambio de perder resolución frecuencial.
- Para las componentes de bajas frecuencias lo más relevante es conocer su frecuencia aún a costa de perder resolución temporal.

La gran ventaja del uso de la transformada Wavelet reside en que es capaz de localizar con exactitud en el tiempo las componentes no deseadas, y permite conocer de forma precisa la frecuencia de las señales de baja frecuencias.

En cierta forma pueden considerarse una extensión del análisis de Fourier. En este, se usan senos y cosenos superpuestos para representar otras funciones. De manera similar, en el análisis mediante Wavelets la señal original se descompone en versiones desplazadas y escaladas (dilatadas) de la Wavelet original.

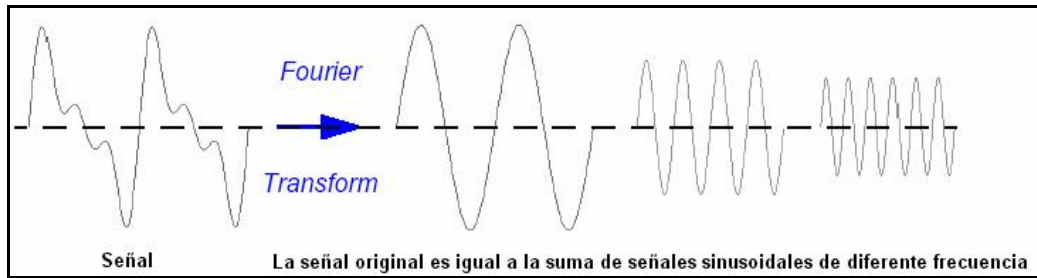


Figura 1.27: Transformada Fourier

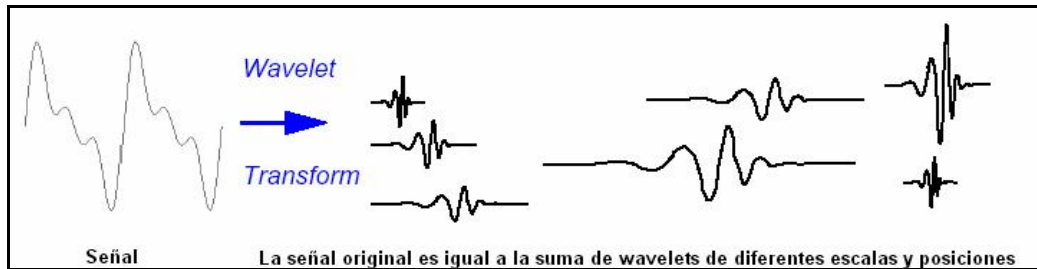


Figura 1.28: Transformada Wavelet

### 1.11.2 Wavelet vs. Fourier

- El análisis de Wavelets está especialmente indicado para señales con pulsos o intermitencias, sucesos que ocurren de manera no periódica. Para estas señales, Fourier da muy poca información, al perder casi toda información temporal.
- Las funciones base del análisis de Fourier están localizadas en frecuencia pero no en el tiempo. Pequeños cambios en frecuencia en la transformada de Fourier producirán cambios en todo el dominio del tiempo. Las Wavelets están localizadas tanto en frecuencia/escala como en el tiempo.
- Muchas clases de funciones pueden ser representadas mediante Wavelets de una forma más compacta, en especial funciones con discontinuidades o picos abruptos. Debido a estas propiedades las Wavelets son excelentes para el estudio de señales no estacionarias.
- Gracias a la capacidad de la transformada Wavelet de localización permiten estudiar fenómenos transitorios que pasarían desapercibidos en

el análisis de Fourier, determinando no sólo su localización en el espacio o en el tiempo sino también el tipo de cambio (un cambio brusco en la señal o en alguna de sus derivadas) y su amplitud. También obtienen buenos resultados en la compresión de datos y eliminando ruido de la señal.

### 1.11.3 Tipos de transformadas Wavelet.

Existen dos tipos de transformada *Wavelet continua* (CWT) y *discreta* (DWT). La diferencia entre ellas radica principalmente en la forma en que los parámetros de desplazamiento y escala son discretizados.

Las wavelets continuas producen mejores resultados en el análisis de señales, y en la detección y extracción de características, ya que brindan una completa descripción espectro-temporal de la señal analizada. Las wavelets discretas, dada la ortogonalidad, presentan resultados muy buenos cuando se necesita comprimir cierta cantidad de datos para su almacenamiento o transmisión, y/o cuando la ortogonalidad de la representación se considera un factor importante para evitar la redundancia de información. A continuación se describen brevemente estos dos tipos.

#### 1.11.3.1 Transformada Wavelet continua.

La transformada Wavelet continua se define como:

(ec. 1.2)

donde

$$\Psi_{a,b}(\tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) h * \left( \frac{t-\tau}{a} \right) dt \quad (\text{ec. 1.3})$$

La cual es una función de enventanado denominada Wavelet madre, siendo  $a$  un parámetro de escala y  $b$  de traslación.  $C(a, b)$  son los coeficientes de  $f(t)$  en el espacio de funciones definido por  $\psi(t)$ . En la tabla siguiente se muestran estas transformaciones.

Tabla 1.2: Transformaciones básicas aplicas al calculo de la Transformada de Wavelet

Traslación	Cambio de escala	Traslación y Cambio de escala
$\Psi(t-b)$	$\frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t}{a}\right)$	$\frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$

A continuación se tienen algunos ejemplos de Wavelets madre

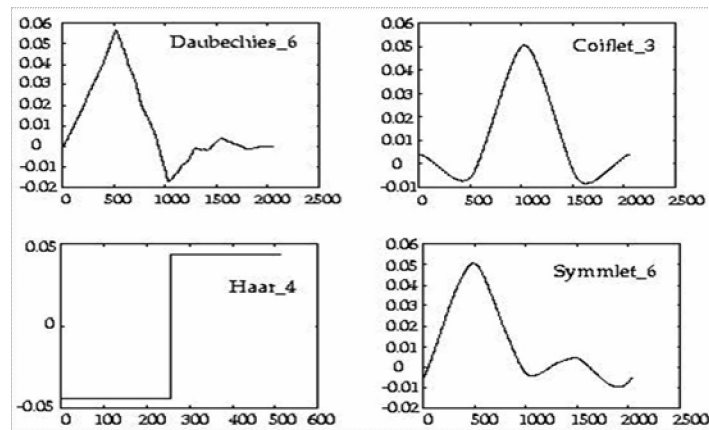


Figura 1.29: Algunas Wavelets madre más usadas en la práctica

El término traslación está relacionado con la posición exacta de la ventana, ya que ésta se desplaza a lo largo de la señal. Por tanto, este término corresponde a la información temporal en el dominio transformado. Por el contrario, no se dispone de un parámetro de frecuencia, tal como ocurría en la transformada rápida de Fourier, sino que se tiene un parámetro de escala  $a$ .

El escalado es una operación matemática que dilata o comprime una señal. Las escalas más pequeñas corresponden a señales dilatadas, y las grandes a señales comprimidas. Sin embargo, debido a la presencia de este término en el denominador, el efecto que se produce es el opuesto al que su nombre indica. La relación entre la escala y la frecuencia consiste en que las escalas menores corresponden a altas frecuencias y las escalas mayores corresponden a bajas frecuencias.

Debido a que la Transformada de Wavelet incluye información relacionada con el tiempo y la frecuencia, la representación gráfica de esta transformada se realiza en un plano denominado plano tiempo-escala, representado en la figura 1.30.

Cada celda en esta figura representa un valor de la Transformada de Wavelet en dicho plano. Es de destacar el hecho que estas celdas tienen un área no nula, lo cual indica que no es posible conocer el valor de un punto particular.

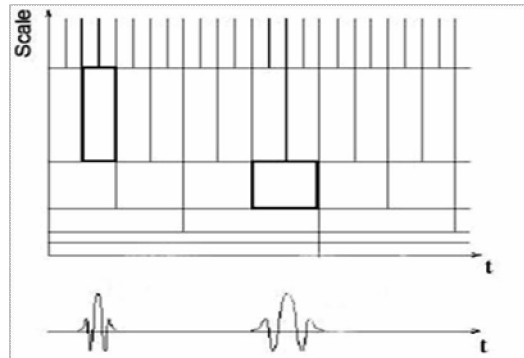


Figura 1.30: Las dos operaciones básicas de escalado y traslación definen el enrejado del plano tiempo-escala.

En caso de tener buena resolución temporal, la Wavelet madre, representada en el eje inferior, se estrecha, con lo que se pierde resolución en la frecuencia. Si la Wavelet madre se ensancha, se pierde resolución en el tiempo, pero se gana en la frecuencia. Así, variando la anchura y desplazándola por el eje temporal, se calcularía el valor correspondiente a cada celda

Esta representación ofrece la máxima libertad en la elección de la Wavelet, con la única restricción que satisfaga la condición de media nula. Esta condición permite que la Transformada de Wavelet continua sea invertible en rango. La transformada inversa viene dada por:

$$f(t) = \frac{1}{K_\Psi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} C(a, b) \Psi(a, b) \frac{da db}{a^2} \quad (\text{ec. 1.4})$$

Donde  $\Psi$  satisface la condición de media nula comentada anteriormente, con  $K_\Psi$  dada por:

$$K_\Psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(w)|^2}{w} dw < \infty \quad (\text{ec. 1.5})$$

Siendo  $\Psi(\omega)$  la Transformada de Fourier de  $\Psi(t)$

El proceso de cálculo de la Transformada de Wavelet Continua puede ser descrito en cuatro pasos como:

1. Tomar una Wavelet madre.
2. Dados dos valores  $a$  y  $b$ , calcular un coeficiente  $C(a, b)$  mediante las ecuaciones 2 y 3, que represente la correlación entre la Wavelet y la sección de la señal bajo análisis. Cuanto mayor sea éste, mayor es la similitud, con lo cual es interesante resaltar que los resultados dependerán por tanto de la forma de la Wavelet.
3. Desplazar la Wavelet en el sentido positivo del eje temporal, y repetir los pasos anteriores hasta que se haya cubierto la totalidad de la señal.
4. Escalar la Wavelet en el tiempo, y repetir los pasos 1 a 3.

## **1.12 Conexión al Internet**

### **1.12.1 Requisitos para la conexión a Internet**

La Internet es la red de datos más importante del mundo. La Internet se compone de una gran cantidad de redes grandes y pequeñas interconectadas. Computadores individuales son las fuentes y los destinos de la información a través de la Internet. La conexión a Internet se puede dividir en conexión física, conexión lógica y aplicaciones.

Se realiza una conexión física conectando un tarjeta adaptadora, tal como un módem o una NIC, desde un PC a una red. La conexión física se utiliza para transferir las señales entre los distintos PC dentro de la red de área local (LAN) y hacia los dispositivos remotos que se encuentran en Internet.

La conexión lógica aplica estándares denominados protocolos. Un protocolo es una descripción formal de un conjunto de reglas y convenciones que rigen la manera en que se comunican los dispositivos de una red; las conexiones a Internet pueden utilizar varios protocolos. El conjunto Protocolo de control de



transporte/protocolo Internet (TCP/IP) es el principal conjunto de protocolos que se utiliza en Internet. Los protocolos del conjunto TCP/IP trabajan juntos para transmitir o recibir datos e información.

La aplicación que interpreta los datos y muestra la información en un formato comprensible es la última parte de la conexión. Las aplicaciones trabajan junto con los protocolos para enviar y recibir datos a través de Internet. Un navegador Web muestra el código HTML<sup>18</sup> como una página Web. El Protocolo de transferencia de archivos (FTP) se utiliza para descargar archivos y programas de Internet. Los navegadores de Web también utilizan aplicaciones plug-in<sup>19</sup> propietarias para mostrar tipos de datos especiales como, por ejemplo, películas o animaciones flash.

### 1.12.2 Modelo TCP/IP



Figura 1.31: Modelo TCP/IP

El estándar histórico y técnico de la Internet es el modelo TCP/IP. Este se desarrolló como un estándar abierto. Esto significaba que cualquier persona podía usar el TCP/IP. El modelo TCP/IP tiene las siguientes cuatro capas:

- **Capa de aplicación:** maneja aspectos de representación, codificación y control de diálogo.
- **Capa de transporte:** define la conectividad de extremo a extremo entre las aplicaciones de los hosts, además envía los paquetes de datos desde la fuente transmisora hacia el destino receptor a través de la nube.

---

<sup>18</sup> Hypertext Markup Language

<sup>19</sup> Programa ejecutable que instala ciertas características adicionales a la PC

- **Capa Internet:** Divide los segmentos TCP en paquetes y los envía desde cualquier red. Los paquetes llegan a la red de destino independientemente de la ruta que utilizaron para llegar allí. En esta capa se produce la determinación de la mejor ruta y la conmutación de paquetes. El protocolo específico que rige esta capa se denomina Protocolo Internet (IP). La relación entre IP y TCP es importante. Se puede pensar en el IP como el que indica el camino a los paquetes, en tanto que el TCP brinda un transporte seguro.
- **Capa de acceso de red:** Esta capa guarda relación con todos los componentes, tanto físicos como lógicos, necesarios para lograr un enlace físico.

Independientemente de los servicios de aplicación de red que se brinden y del protocolo de transferencia que se utilice, existe un solo protocolo de Internet, IP. Esta es una decisión de diseño deliberada. IP sirve como protocolo universal que permite que cualquier computador en cualquier parte del mundo pueda comunicarse en cualquier momento.

### 1.12.3 Descripción general de los puertos de la capa de transporte

Los números de puerto son necesarios cuando un host se comunica con un servidor que provee múltiples servicios. Un número de puerto debe asociarse a la conversación entre hosts para garantizar que el paquete alcance el servicio adecuado en el servidor. Sin una forma de distinguir entre las distintas conversaciones, el cliente sería incapaz de enviar un mensaje electrónico y navegar una página web utilizando un servidor al mismo tiempo. Debe utilizarse un método para separar las conversaciones de la capa de transporte.

Los hosts que corren TCP/IP asocian los puertos de la capa de transporte con determinadas aplicaciones. Los números de puerto se usan para realizar el seguimiento de las distintas conversaciones que atraviesan la red al mismo tiempo.

Los fabricantes de software de aplicación han acordado utilizar los números de

puerto bien conocidos que se definen en la RFC1700. Toda conversación dirigida a la aplicación FTP utiliza el número de puerto estándar 21. Las conversaciones que no involucran aplicaciones con números de puerto bien conocidos reciben números de puerto elegidos de forma aleatoria de un rango específico. Estos números de puerto se usan como direcciones origen y destino en el segmento TCP.

Los números de puerto tienen los siguientes intervalos asignados:

- Los puertos bien conocidos son aquellos desde 0 a 1.023.
- Los puertos registrados son aquellos desde 1.024 a 49.151.
- Los puertos dinámicos y/o privados son aquellos desde el 49.152 al 65.535.

Los sistemas que inician solicitudes de comunicación usan números de puerto para seleccionar las aplicaciones adecuadas. El host que origina la transferencia asigna dinámicamente los números del puerto de origen para estas solicitudes y, en general, son números mayores a 1023.

Los números de puerto en el rango de 0 a 1023 se consideran números de puerto públicos. Es posible enviar una carga postal a un código postal, ciudad y casilla de correo. El código postal y la ciudad dirigen la correspondencia hacia las instalaciones postales correctas mientras que la casilla de correo garantiza la entrega a la persona a quien va dirigida la carta. De igual forma, la dirección IP lleva al paquete hacia el servidor correcto, pero el número de puerto TCP o UDP garantiza que el paquete pase a la aplicación correspondiente.

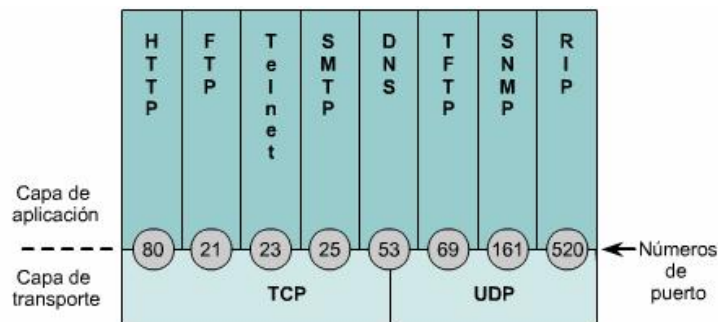


Figura 1.32: Número de Puertos

### **1.12.3.1 Puertos para servicio**

Los servicios que funcionan en los host deben contar con un número de puerto asignado para que la comunicación se produzca. Un host remoto que intenta conectarse con un servicio espera que el servicio utilice puertos y protocolos de capa de transporte específicos.

### **1.12.3.2 Puertos para los clientes**

Cada vez que un cliente se conecta a un servicio de un servidor, es necesario especificar el puerto de origen y destino. Los segmentos de TCP contienen campos para los puertos de origen y destino. Los puertos destino o los puertos para servicios, generalmente, se definen utilizando los puertos conocidos. Los puertos de origen configurados por el cliente se determinan de forma dinámica.

En general, un cliente determina el puerto de origen asignando un número mayor a 1023 de forma aleatoria. Por ejemplo, un cliente que intenta comunicarse con un servidor web utiliza TCP y asigna el puerto destino con el número 80 y el puerto origen con 1045. Cuando el paquete llega al servidor, pasa hacia la capa de transporte superior y eventualmente al servicio HTTP que opera en el puerto 80. El servidor HTTP responde a las peticiones del cliente con un segmento que utiliza el puerto 80 como origen y 1045 como destino. De esta manera, los clientes y servidores utilizan los puertos para diferenciar el proceso al que se asocia el segmento.

Se usan números de puerto para rastrear múltiples sesiones que pueden ocurrir entre hosts. Los números de puerto de origen y destino se combinan con la dirección de red para formar un socket. Un par de sockets, uno en cada host, forman una única conexión.

## CAPITULO II

### ANALISIS Y DISEÑO

#### 2.1 Especificación de requisitos del sistema

Para realizar un electrocardiógrafo adecuado para la captura de la señal de ECG se considera que este tipo de señales están en el orden de 0.5 a 4mV y una frecuencia entre 0 a 250 Hz. De acuerdo a analizado en el marco teórico los requisitos son:

a) **Ancho de banda:** La respuesta del instrumento debe estar dentro de los siguientes rangos de frecuencia de acuerdo al control médico que se desee realizar al paciente

- Frecuencia con componentes relevantes entre 0.5 Hz y 50 Hz para monitoreo
- Frecuencia con componentes relevantes entre 0.05 Hz y 100 Hz para diagnóstico.

b) **Impedancia de entrada:** La impedancia de entrada entre cualquier electrodo y tierra debe ser mayor a 100 M $\Omega$ , mientras que en modo diferencial debe ser mayor a 2.5 M $\Omega$ . Estos valores son adecuados para obtener una señal sin distorsión.

c) **Rango dinámico de entrada:** El electrocardiógrafo debe ser capaz de responder a voltajes diferenciales de 0.5 a 10 mVp-p entregadas por los electrodos, al sensor la señal cardiaca.

- d) **Ganancia:** Como la señal captada por el electrodo tiene un rango de amplitud bajo es necesario amplificar la señal en un factor, de por lo menos 1000 veces, para que sea usable en la detección del ritmo cardíaco.
- e) **Número de derivaciones:** El número estándar de derivaciones es doce para un ECG de diagnóstico, sin embargo para realizar el prototipo se usará seis derivaciones para efectuar el monitoreo del ciclo cardíaco.
- f) **Relación de rechazo de modo común (RRMC):** 115 dB como mínimo para asegurar una alta impedancia en la entrada.
- g) **Protección al paciente:** Se debe proteger al paciente o al operador de flujos de corriente mayores a 1mA de cualquier electrodo a tierra física, con una tensión de prueba de 120 V a 60 Hz, por medio de un circuito de aislamiento.

## 2.2 Diagrama de Bloques

El diseño e implementación del prototipo de un electrocardiógrafo digital se divide en las siguientes etapas:

- **Adquisición de las señales electrocardiográficas:** La toma de la señal electrocardiográfica del paciente, se realiza por medio de electrodos, las señales son transmitidas por cable blindado<sup>20</sup> a los amplificadores de instrumentación para la reducción del ruido.
- **Acopladores de impedancia:** Se utiliza para evitar extraer corriente innecesaria del cuerpo que produzca una descompensación en el paciente.
- **Red de Wilson:** Es el encargado de obtener los estímulos de cada una de las derivaciones monopolares y bipolares existentes, es decir, desde DI

---

<sup>20</sup> Proteger exteriormente con diversos materiales, especialmente con planchas metálicas, del ruido indeseado

hasta aVF, en base al potencial bioeléctrico que es generado por las células del corazón.

- **Selector de derivaciones:** Se utiliza para escoger las derivaciones que se deseen que van de DI hasta aVF, trabajando en conjunto con la Red de Wilson.
- **Etapas de amplificador:** Se seleccionó un amplificador con alto nivel de rechazo en modo común, para poder amplificar la señal que nos entrega el corazón, muy cercano a los 5mV y por lo tanto muy bajo.

La amplificación se logró en dos etapas, la primera etapa es mediante un amplificador de instrumentación en donde se consiguió una ganancia de 100 aproximadamente, y la segunda es un amplificador no inversor con ganancia de 10, obteniendo una ganancia total de 1000

- **Filtro Pasa-Banda:** Es el encargado de seleccionar un rango de frecuencias deseadas y el resto de frecuencias que se introduzcan atenuarlas. El primer filtro que se realizará, es un pasa-alto de 0.5Hz, con el fin de eliminar las oscilaciones que pueda presentar la señal cardiaca generadas por la respiración de la persona, entre otros factores. Posteriormente se construirá un filtro pasa-bajo Butterworth de cuarto orden con frecuencia de corte igual a 100Hz, debido a que señales mayores a esta no son cardiológicas.
- **Filtro Rechaza Banda:** La presencia de ruido en el registro de biopotenciales es prácticamente inevitable, por lo que se construirá un filtro rechaza-banda, el cual se caracteriza por eliminar el ruido inducido por la red eléctrica y demás aparatos como luces, computadores, y otros dispositivos que funcionan con la red eléctrica doméstica de 60Hz.
- **Convertor analógico-digital y transmisión.** El siguiente módulo se encarga de digitalizar la señal y transmitirla vía USB al computador
- **Desarrollo del software:** Implementación de los algoritmos en lenguaje de programación visual, los mismos que se encargaran de realizar el análisis y

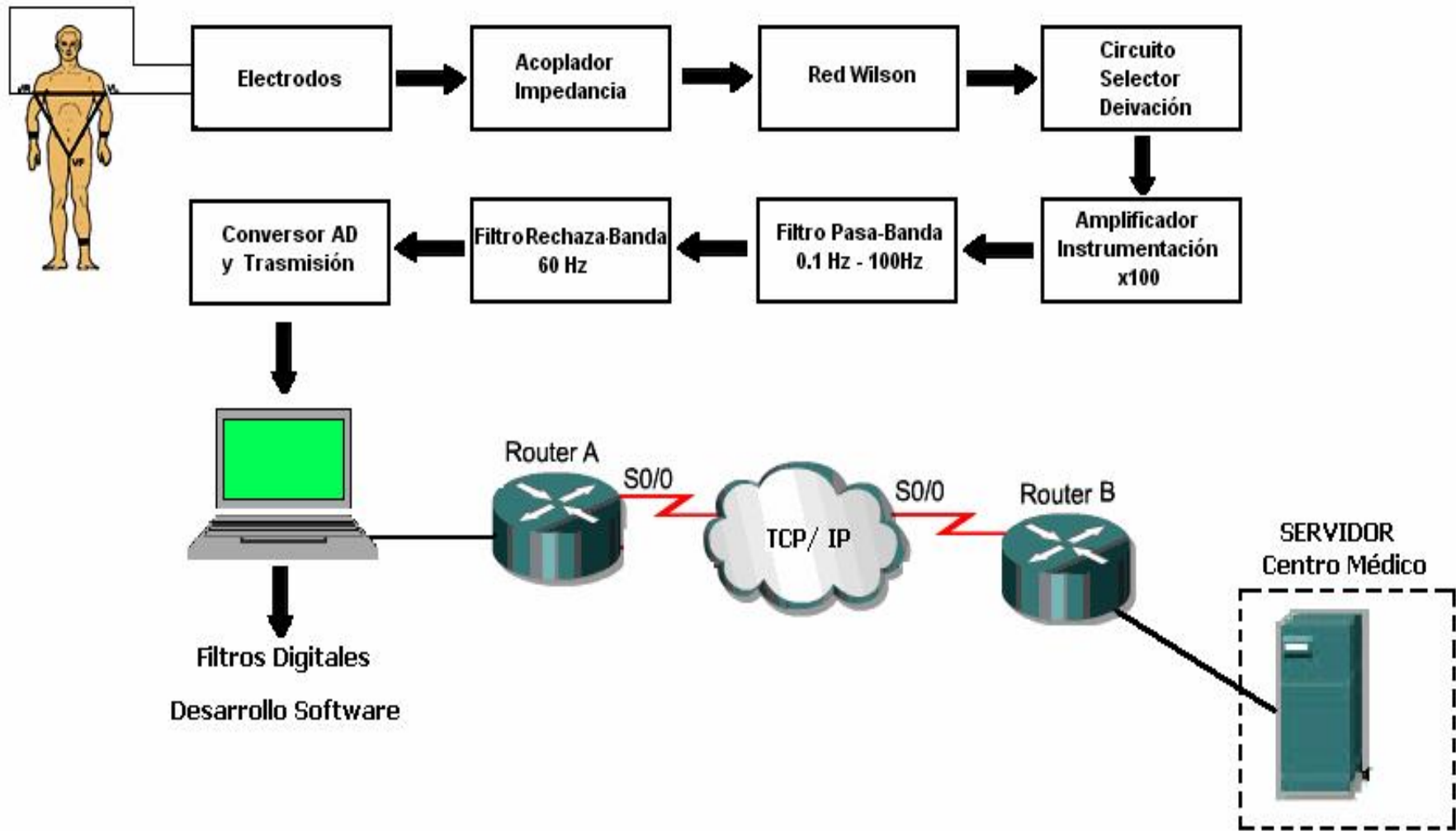


Figura 2.1: Diagrama de Bloques



clasificación de la señal de ECG proveniente del paciente, así como también generar alarmas cuando se lo requiera. Aquí se desarrolla la interfaz amigable para el usuario HMI<sup>21</sup>

- **Filtros digitales:** Desarrollo de técnicas de diseño de filtros digitales basados en la Transformada Wavelet para extraer la información relevante en el procesamiento de señales cardíacas
- **Servidor centro médico.** Se trata de una estación de trabajo encargada de recibir y gestionar los datos procedentes del módulo remoto.

## 2.3 Diseño e implementación del hardware

### 2.3.1 Selección de electrodos

Para la adquisición de la señal cardiaca los electrodos a utilizarse requieren las características:

- Poseer Gel húmedo conductivo de cloruro de plata
- Gel que permite reducir la impedancia entre la piel y el electrodo
- Diseñado para ECG
- Ofrecer superior calidad del trazado
- Tener broche que elimine la necesidad de adaptadores
- No contener látex
- Completamente adherente a la superficie
- Adoptar la forma del contorno corporal
- Tamaño pequeño para una adecuada colocación del mismo
- Tener forma de lágrima para fácil colocación y desprendimiento
- Impedancia:  $47 \Omega$
- Voltaje de salida: 5 mV
- Gel electrolítico con impedancia máxima de  $1 \Omega$
- Disponibilidad en el mercado con precio asequible para el usuario

---

<sup>21</sup> Interfaz hombre- máquina

Tras la búsqueda en el mercado los electrodos seleccionados fueron de la marca Kendall Medi-Trace, Serie 200, los mismos que tienen una respuesta eficiente a los biopotenciales de superficie, cumpliendo con los requerimientos de sistema.



Figura 2.2: Electrodo Kendall

## 2.3.2 Diseño del acoplador de impedancia y de la red de Wilson

### 2.3.2.1 Diseño del acoplador de impedancia

El acoplador de Impedancia se construirá utilizando amplificadores operacionales en modo de seguidor de voltaje, asegurándose de no extraer corriente innecesaria del cuerpo, lo que evita una descompensación en el paciente.

Las características que debe poseer el amplificador operacional son:

- Baja Corriente de entrada: 7.2mA
- Alta impedancia de entrada:  $10^{12} \Omega$
- Offset interno corregido
- Voltaje de entrada diferencial máximo:  $\pm 30V$
- Disipación de potencia: 1000 mW
- Relación de Rechazo en Modo Común: 100 dB
- Distorsión Total de Armónicos (THD): <0.02 %
- Poseer 4 Amplificadores operacionales en un solo integrado

El amplificador seleccionado es el JFET LM347 cumpliendo con las características detalladas anteriormente, además este tipo de operacionales

se consigue con facilidad en el mercado nacional con un precio asequible al usuario común.

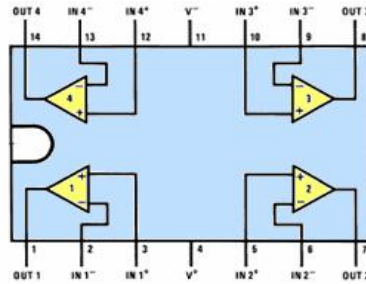


Figura 2.3: Amplificador LM347

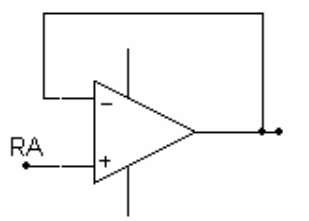


Figura 2.4: Circuito acoplador de Impedancia

El diseño del circuito se observa en la figura 2.7 junto con la red de Wilson

### 2.3.2.2 Diseño de la red de Wilson

Para la toma de la señal electrocardiográfica es importante manejar el potencial del paciente de manera equipotencial, esto se logra por medio de un balance de impedancias, para lo cual se implemento una red resistiva, denominada red de Wilson, basada en el triángulo de Einthoven.

Los electrodos se colocaran en las extremidades de acuerdo al tipo de diferencia de potencial que se desee tomar, a menudo se utiliza solo dos electrodos para tomar una derivación pero con el objetivo de proporcionar un camino de baja impedancia para las corrientes de desplazamiento producidas por la componente capacitiva de la interferencia de red, se utiliza un tercer electrodo conectado al paciente mediante un circuito de realimentación activa, que permitirá reducir su impedancia efectiva manteniendo los niveles de seguridad estándar.

Las derivaciones bipolares registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos que son independientes del terminal de tierra, formándose el triángulo de Einthoven, a continuación se describe su disposición.

Derivación I: entre brazo izquierdo (LA) (+) y brazo derecho (RA) (-).

Derivación II: entre pierna izquierda (LL) (+) y brazo derecho (RA) (-).

Derivación III: entre pierna izquierda (LL) (+) y brazo izquierdo (LA) (-).

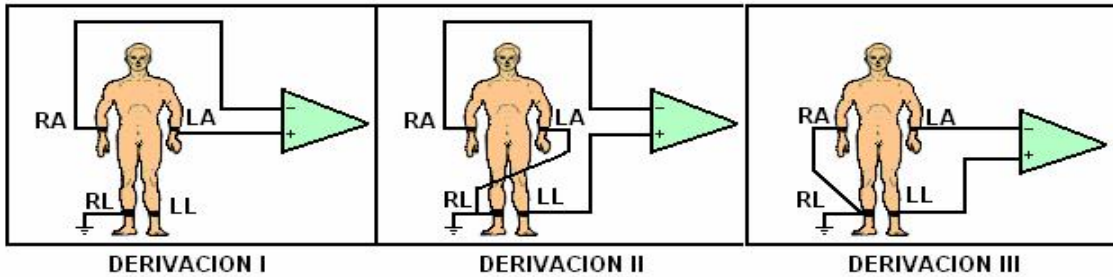


Figura 2.5: Disposición de electrodos en las derivaciones bipolares

Tabla 2.1: Derivaciones Bipolares

Derivación	Posición electrodos	Nomenclatura
Bipolar	RL,LL,RA,LA	$I = LA - RA$ $II = LL - RA$ $III = LL - LA$

Existen otras tres derivaciones que surgen de considerar las variaciones de potencial de un punto con respecto a otro que se considera con actividad eléctrica cero (0) o terminal de tierra; recibiendo estas derivaciones el nombre de derivaciones unipolares aumentadas, designadas como aVR, aVL, y aVF.

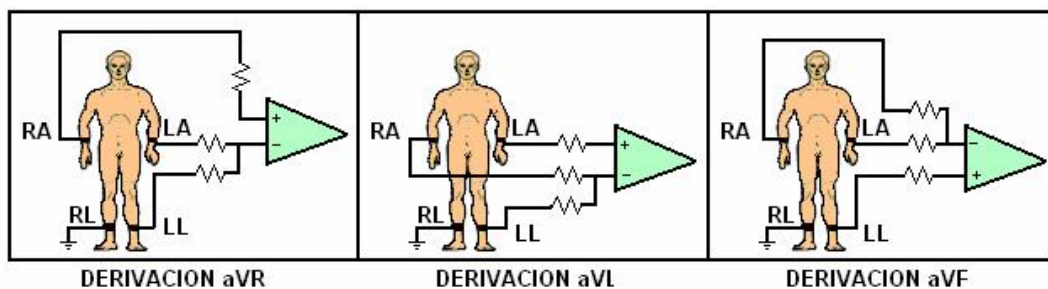


Figura 2.6: Disposición de electrodos en las derivaciones unipolares

**Tabla 2.2: Derivaciones Unipolares**

Derivación	Posición electrodos	Nomenclatura
Unipolar	RL,LL,RA,LA	$aVR = RA - \left( \frac{LA + LL}{2} \right)$ $aVL = LA - \left( \frac{LL + RA}{2} \right)$ $aVF = LL - \left( \frac{LA + RA}{2} \right)$

Seguidamente se muestra la polarización de las ondas que conforman el ciclo cardiaco en las distintas derivaciones:

**Tabla 2.3: Polarización de las ondas en el ciclo cardiaco**

Derivación	Onda P	Complejo QRS	Onda T
I	+	+	+
II	+	+	+
III	+/-	+/-	+/-
aVR	-	-	-
aVL	+/-	+/-	+
aVF	+	+	+

La red de Wilson se implementó utilizando una red resistiva en la cual se obtienen los potenciales sumados requeridos para adquirir las derivaciones unipolares que son aVL, aVR y aVF. Para conseguir las derivaciones bipolares D1, D2 y D3, se procederá a conectar las señales de potenciales necesarias directamente de la salida de los seguidores de voltaje a los cuales están conectados los electrodos

El circuito diseñado corresponde a la figura 2.7:

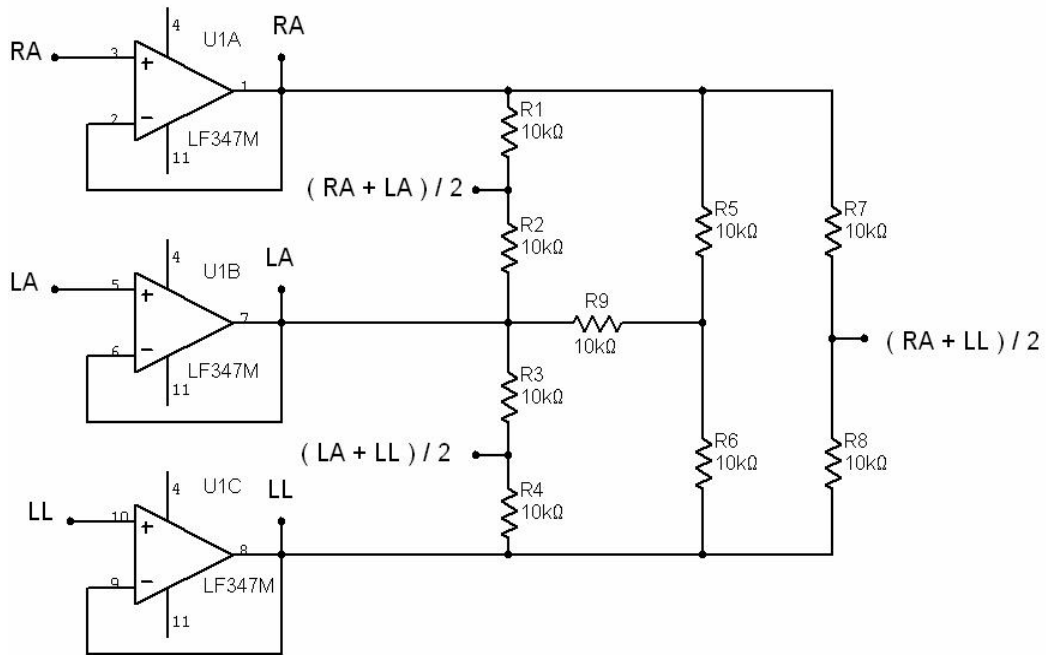


Figura 2.7: Diagrama del acoplador de impedancia y Red de Wilson

### 2.3.3 Diseño del selector de derivaciones

Las 6 derivaciones estandarizadas para el electrocardiógrafo pueden ser rápidamente configuradas con un selector digital, el cual se lo implementará con un multiplexor análogo.

#### 2.3.3.1 Selección del multiplexor análogo

Debido a los bajos voltajes que se obtienen de los electrodos, el multiplexor análogo deberá ser CMOS, con alta inmunidad al ruido, alta impedancia de entrada, bajo crosstalk y poseer frecuencia de respuesta mayor a 200Hz

- Alta inmunidad al ruido
- Alta impedancia de entrada:  $10^{12} \Omega$
- Multiplexor/Demultiplexor diferencial de 8 canales

- Poseer 3 entradas binarias de control ( A,B,C ) de esta manera se puede seleccionar cualquier canal diferencial, y una entrada inhibit la cual permite el funcionamiento del canal seleccionado
- Que pueda ser alimentado con  $\pm 5V$ , 0-5V, o cualquier valor de voltaje siempre que  $V_{DD} - V_{SS} = 15V$
- Baja disipación de potencia: aproximadamente  $2\mu W$
- Bajo crosstalk: -50dB
- Respuesta de Frecuencia: máximo 40 MHz

En consecuencia se seleccionó el multiplexor análogo NTE4097B, por tener las características necesarias que requiere el circuito y principalmente por su disponibilidad en el mercado nacional con un precio relativamente económico.

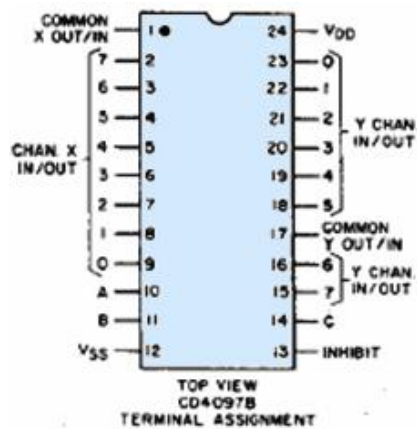


Figura 2.8: Pines del multiplexor análogo NTE4097B

### 2.3.3.2 Implementación del selector de derivaciones

El selector consiste esencialmente en un multiplexor análogo NTE4097B de 8 canales diferenciales, encargado de proveer las señales de entrada al amplificador de bioinstrumentación, según el estado de sus tres entradas A, B, C.

Las señales de control de las entradas del multiplexor serán dadas por un puerto digital de un microcontrolador, con el cual se podrá seleccionar la derivación deseada por el usuario

Tabla 2.4: tabla de verdad del MUX/DMUX NTE4097B

C	B	A	INH	CANAL SELECCIONADO
X	X	X	1	Ninguno
0	0	0	0	0X 0Y
0	0	1	0	1X 1Y
0	1	0	0	2X 2Y
0	1	1	0	3X 3Y
1	0	0	0	4X 4Y
1	0	1	0	5X 5Y
1	1	0	0	6X 6Y
1	1	1	0	7X 7Y

El circuito a construirse será el siguiente:

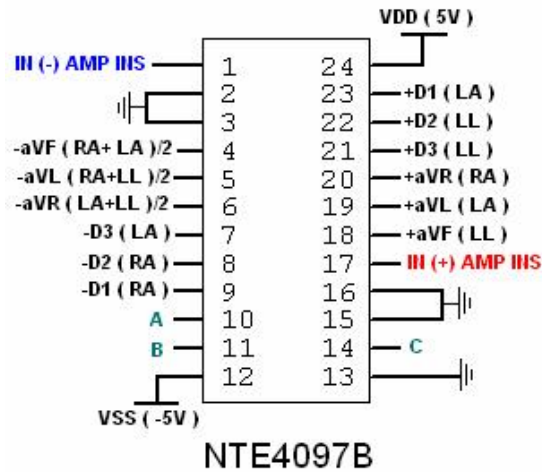


Figura 2.9: Diagrama del selector de derivaciones

### 2.3.4 Amplificador de instrumentación.

Las señales producidas por fenómenos bioeléctricos son potenciales eléctricos relativamente pequeños y requieren sofisticados amplificadores para facilitar su cuantificación. El propósito principal del amplificador es incrementar el nivel de la señal que se obtiene con los electrodos excluyendo cualquier tipo de interferencia.

El amplificador de instrumentación nos brinda una impedancia de entrada infinita produciéndose el efecto del acople de impedancias. El circuito está construido por dos seguidores de voltaje y un amplificador diferencial el cual amplifica la



diferencia de la señal proveniente de 2 de los electrodos para cada derivación deseada. Las pequeñas señales provenientes del corazón pueden ser amplificadas y a la vez se minimizan las señales de ruido. Los amplificadores operacionales utilizados en este prototipo son de tecnología JFET, los cuales presentan una alta impedancia de entrada y una mínima corriente de polarización, brindando un margen de seguridad eléctrica para el paciente.

Para el diseño del circuito se debe tener la siguiente ecuación:

$$A_V = \frac{R_3}{R_2} \left( 1 + \frac{2 \times R_1}{R_G} \right) \quad (\text{ec. 2.1})$$

Si se asume que:

$$R_1 = 20K\Omega$$

$$R_2 = 10K\Omega$$

$$R_3 = 100K\Omega$$

$$A_V = 100$$

En consecuencia se procede a calcular  $R_G$  despejando de la ecuación 2.1

$$R_G = \frac{2 \times R_1}{\frac{\Delta V \times R_2}{R_3} - 1} = \frac{2 \times R_1 \times R_3}{(\Delta V \times R_2) - R_3}$$

$$R_G = \frac{2 \times (20K\Omega) \times (100K\Omega)}{(100 \times 10K\Omega) - 100K\Omega} = 4,44K\Omega$$

El amplificador de instrumentación se compone de tres amplificadores operacionales del integrado LF347. El diseño será el de la figura 2.10

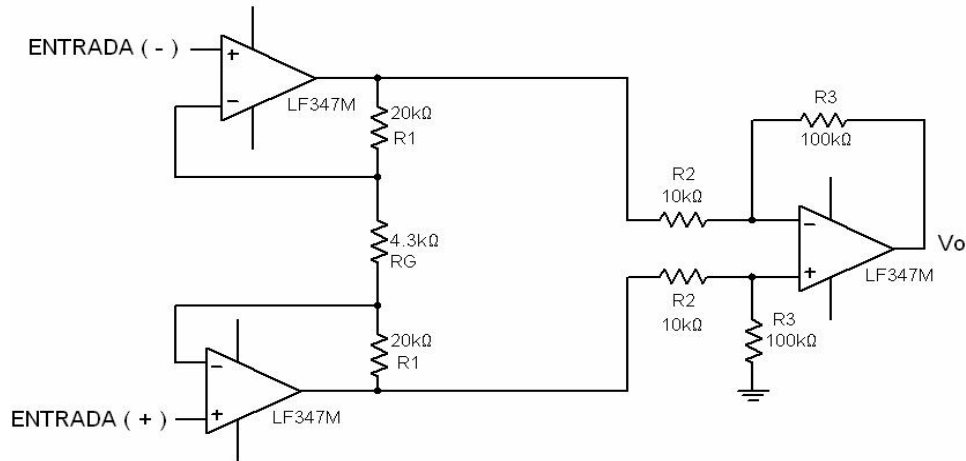


Figura 2.10: Diagrama del amplificador de instrumentación

El uso de un amplificador operacional en modo diferencial surge de la necesidad de lograr una alta razón de rechazo en modo común (CMRR), requerida para operar el amplificador en un ambiente ruidoso por señales espurias<sup>22</sup> de 60 Hz. Aunque es posible obtener una alta CMRR con la configuración diferencial, existe un compromiso entre CMRR, ganancia e impedancia de entrada. El amplificador debe tener una ganancia de al menos 100 para registrar una señal de ECG con las amplitudes de visualización y registro final requeridas.

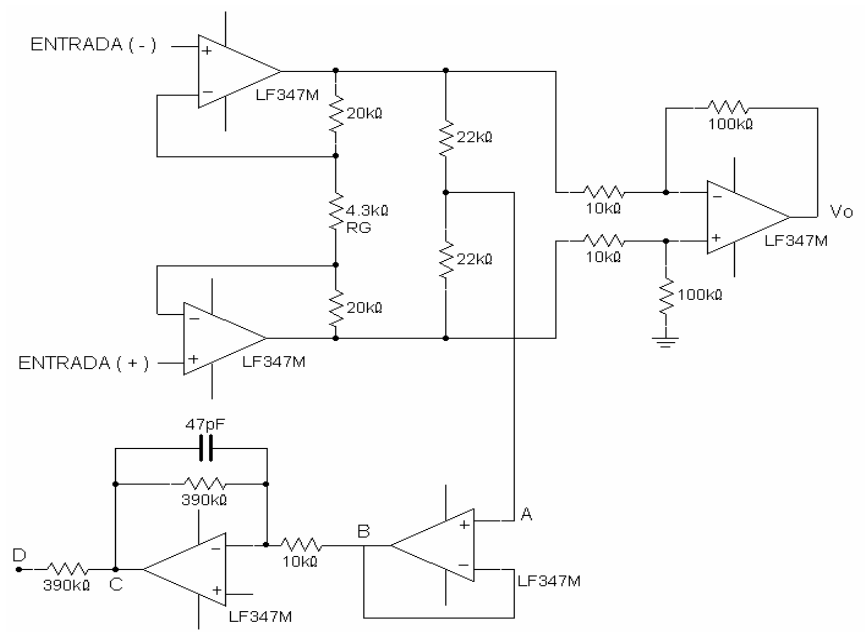
La primera parte del circuito se diseñó con una ganancia de voltaje de 10 la cual se combina con la ganancia de la etapa siguiente para mejorar considerablemente la CMRR. Estas dos etapas están acopladas y presentan una ganancia total aproximada de 100

#### 2.3.4.1 Diseño del circuito de tierra virtual de pierna derecha

Para la toma de las diferentes derivaciones, es necesario controlar el potencial del paciente de manera equipotencial, lo cual se logra por un balance de impedancias. Se obtiene entonces el llamado terminal central de Wilson que representa el cero del ECG. Los efectos de voltajes de interferencia en modo común de 60 Hz pueden minimizarse con alta CMRR y es por esto que se utiliza

<sup>22</sup> Acción que degenera de su origen o naturaleza

el promedio de los potenciales obtenidos en RA, LA, y LL, se integra e invierte y posteriormente se aplica a la pierna derecha del paciente con lo que se logra la cancelación de dicha interferencia, como se observa en la fig. 2.11



**Figura 2.11: Circuito de Tierra Virtual de Pierna derecha**

Este circuito funciona de la siguiente manera: en el punto A se obtiene una señal cercana a 0 V o a la tierra del circuito del amplificador operacional. Esta señal realmente no es cero, contiene el pequeño voltaje en modo común que pueda tener la entrada diferencial. Así en el punto B, después de un seguidor de voltaje, se tiene el potencial mencionado. Luego este potencial es amplificado e invertido (punto C), para devolverse al cuerpo a través de una resistencia limitadora de corriente y protectora al paciente (punto D). La resistencia de 390kΩ al cuerpo es de protección. El rango de valores para una señal adecuada (sin distorsión) es de 300kΩ hasta 560kΩ, y se toma un valor intermedio y alto para tener un buen aislamiento.

El realimentar la muy pequeña señal en modo común tiene el fin de cancelarla en el cuerpo para que no se tenga ninguna clase de interferencia común en el amplificador de instrumentación, pero siempre y cuando se tome una sola derivación, en nuestro circuito tiene el principal objetivo de proteger al paciente ya que no se mezclan la tierra del circuito con algún punto del cuerpo aislando

completamente al paciente contra posibles sobrecargas. Aquí nosotros realimentamos los pequeños voltajes en modo común (los sumamos e invertimos como si se tratara de una sola derivación). La máxima corriente de retorno al cuerpo debe ser de 10 $\mu$ A.

### **2.3.5 Diseño del filtro Pasa Banda**

Las señales provenientes de la fase anterior, tienen un nivel de ruido indeseado, lo que impide un tratamiento efectivo de la información. Para evitar estos inconvenientes se utiliza un filtro pasa-banda, que ayuda a limitar el rango de trabajo de frecuencias de corte de 0.5 y 100 Hz para limpiar las contaminaciones no estacionarias de baja frecuencia y las contaminaciones de ruido de alta frecuencia. Considerando que los rangos de frecuencia de las tres ondas más importantes del ECG están aproximadamente entre 1 y 40 Hz (onda T entre 1 y 5 Hz, onda P entre 5 y 10 Hz, y el complejo QRS entre 15 y 40 Hz), podemos esperar que el filtro pasa-banda aplicado resaltará más la información relevante que lo que la afectará atenuando fuertemente las frecuencias correspondientes a las contaminaciones mencionadas.

El filtro pasa banda se construirá utilizando un filtro pasa alto con una frecuencia de corte de 0.5 Hz y un filtro pasa bajo con una frecuencia de corte de 100 Hz.

#### **2.3.5.1 Diseño del filtro Pasa Alto**

El esquema diseñado es un filtro Butterworth Pasa – Alto de -40 dB de atenuación, entrega a su salida una respuesta plana debido a que no presenta rizado. Se debe tener en cuenta que filtrando frecuencias menores de 0.5Hz se elimina una diferencia de potencial entre los electrodos y la superficie de la piel que alcanzan niveles de hasta 300mV y que pueden llegar a saturar los circuitos del amplificador. Eliminando estas frecuencias aseguramos una alta ganancia de la señal ECG.

El filtro Pasa Alto tiene por ecuación la siguiente:

$$f_c = \frac{1.414}{2\pi \times R_1 \times C} \quad (\text{ec. 2.2})$$

Para el diseño se asume:

$$f_c = 0.5 \text{ Hz}$$

$$C = 47 \mu\text{F}$$

Despejando R de la ecuación 2.2 y reemplazando los valores asumidos se obtiene:

$$R_1 = \frac{1.414}{2\pi \times f_c \times C} = \frac{1.414}{2\pi \times (0.5 \text{ Hz}) \times (47 \mu\text{F})} = 9.57 \text{ K}\Omega$$

Para calcular  $R_2$  se utiliza:

$$R_2 = \frac{R_1}{2} \quad (\text{ec 2.3})$$

$$R_2 = \frac{9.57 \text{ K}\Omega}{2} = 4.78 \text{ K}\Omega$$

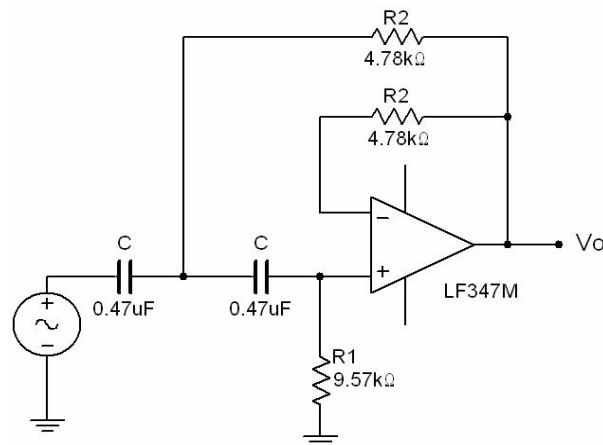


Figura 2.12: Filtro pasa-alto

Mediante la simulación AC del filtro Pasa Alto comprobamos que cumple con la frecuencia de corte deseada

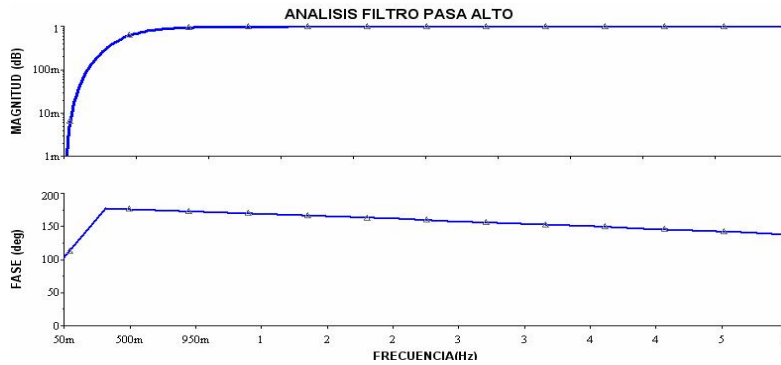


Figura 2.13: Respuesta en frecuencia del Filtro Pasa Alto

### 2.3.5.2 Diseño del Filtro Pasa Bajo

Para el diseño del filtro Pasa Bajo también se utilizó un filtro Butterworth con una atenuación de -40 dB. Para el diseño se debe considerar la siguiente ecuación:

$$f_0 = \frac{0.707}{2\pi \times R \times C_1} \quad (\text{ec. 2.4})$$

En donde se asume:

$$f_c = 100 \text{ Hz}$$

$$C = 0.1 \mu\text{F}$$

Despejando R y reemplazando los valores asumidos se obtiene:

$$R = \frac{0.707}{2\pi \times f_c \times C_1} = \frac{0.707}{2\pi \times (100 \text{ Hz}) \times (0.1 \mu\text{F})} = 11.25 \text{ K}\Omega$$

Para calcular los demás elementos se utilizan las siguientes ecuaciones:

$$2R = 2 \times 11.25 \text{ K}\Omega = 22.5 \text{ K}\Omega \quad (\text{ec. 2.5})$$

$$C_2 = 2 \times C_1 = 2 \times 0.1 \mu\text{F} = 0.2 \mu\text{F} \quad (\text{ec. 2.6})$$

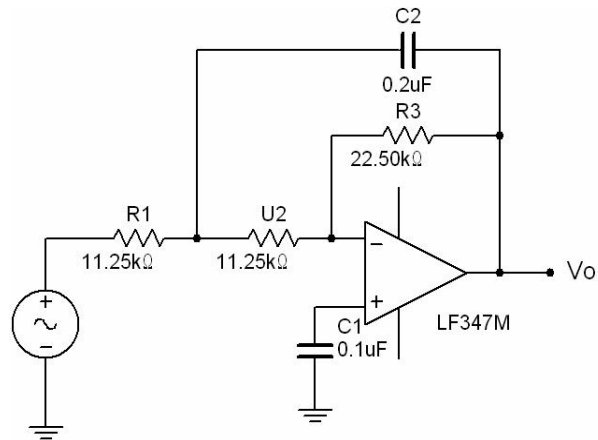


Figura 2.14: Filtro pasa-bajo

En el diseño de los filtros se tuvo en cuenta la atenuación deseada en las frecuencias de corte y el comportamiento lineal en las regiones del rango de frecuencia manejado.

Para verificar si el diseño del filtro está bien realizado se procede a realizar la simulación del mismo:

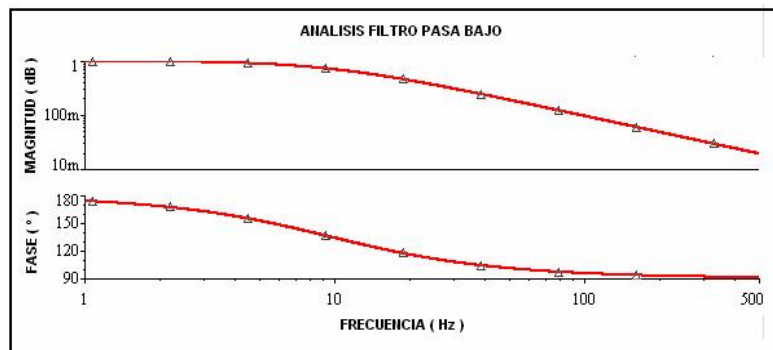


Figura 2.15: Respuesta en frecuencia del Filtro Pasa Bajo

### 2.3.5.3 Diseño del filtro Rechaza-Banda

Posteriormente se ingresa la señal del amplificador a un filtro Rechaza-Banda, debido a que la presencia del ruido en el registro de biopotenciales es prácticamente inevitable, este tipo de filtro se caracteriza por eliminar señales de una frecuencia específica.

La interferencia en la señal del ECG se origina principalmente por la línea de corriente alterna inducida por la red eléctrica y demás aparatos como luces, computadoras, y otros dispositivos que funcionan con la red eléctrica doméstica de 60Hz., sin ser su presencia sino sus efectos los que deben eliminarse, por lo que se implemento un filtro que rechace tal frecuencia.

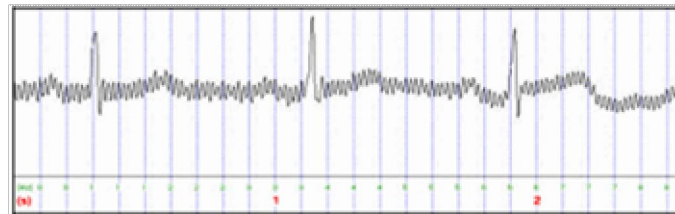


Figura 2.16: Señal electrocardiográfica con interferencia de red

Para reducir su efecto, existen una serie de técnicas, basadas principalmente en el diseño de filtros análogos o digitales de distintos tipos. En nuestro caso, se utilizará un filtro rechaza banda centrados a la frecuencia de la interferencia (60 Hz) y con un ancho de banda lo suficientemente estrecho como para no afectar al resto de componentes de la señal.

En la figura 2.17 se muestra el filtro Rechaza-banda utilizado, está formado por una red RC.

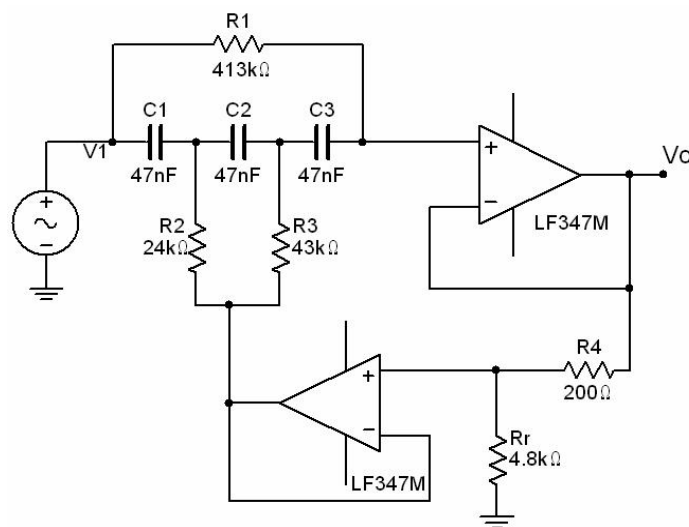


Figura 2.17: Filtro rechaza-banda



Para el diseño se considera la siguiente ecuación:

$$R_1 = \frac{0,1591}{B \times C_1} \quad (\text{ec. 2.7})$$

En donde se asume:

$$C_1 = C_2 = C_3 = 40 \rho F$$

Debido a que el filtro rechaza-banda debe ser de banda angosta para asegurarnos que solo se rechace la frecuencia indeseada de 60 Hz se asume un Ancho de Banda (B) de 8 Hz

Reemplazando los valores asumidos en la ecuación 2.7 se obtiene:

$$R = \frac{0,1591}{8 \times 47 \rho F} = 413 K\Omega$$

Posteriormente se calcula la resistencia Rr de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$Rr = \frac{R}{2Q^2 - 1} \quad (\text{ec. 2.8})$$

El Factor de Calidad (Q) se calcula utilizando la expresión matemática:

$$Q = \frac{f_c}{B} \quad (\text{ec. 2.9})$$

Si se tiene que:

$$f_c = 60 \text{ Hz}$$

$$B = 8 \text{ Hz}$$

Por lo tanto el factor de calidad será:

$$Q = \frac{60}{8} = 7.5$$

Reemplazando el valor encontrado en la ecuación 2.8 se obtiene el valor de la resistencia Rr.

$$Rr = \frac{413 K\Omega}{2 \times 7,5^2 - 1} = 4.8 K\Omega$$

Para calcular los demás elementos se utilizan las siguientes ecuaciones:

$$R_2 = 5 \times Rr = 5 \times 4,8 K\Omega = 24 K\Omega \quad (\text{ec. 2.10})$$

$$R_3 = 9 \times Rr = 9 \times 4,8 K\Omega = 43,2 K\Omega \quad (\text{ec. 2.11})$$

$$R_4 = \frac{Rr}{24} = \frac{4,8 K\Omega}{24} = 200\Omega \quad (\text{ec. 2.12})$$

En consecuencia se procederá a verificar si el diseño del filtro rechaza solamente la frecuencia de 60Hz, se ejecuto la siguiente simulación:

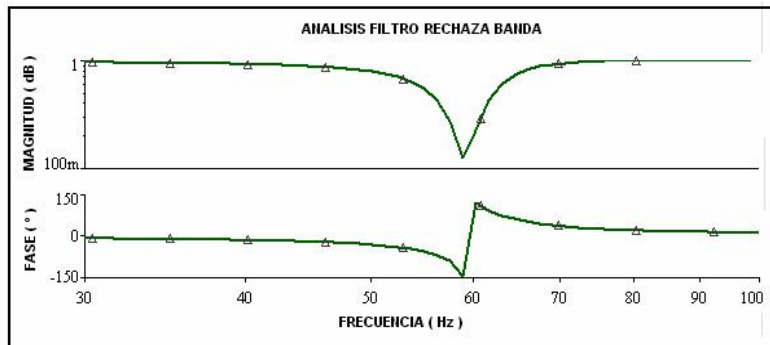


Figura 2.18: Respuesta en frecuencia del Filtro Rechaza Banda

### 2.3.6 Etapa de digitalización y transmisión

Una ventaja agregada con la llegada del computador es la digitalización de la misma. La digitalización es el proceso de tomar muestras de una señal eléctrica analógica y guardar dichas muestras en formato digital. Luego dicha señal se almacena como datos a efectos de ser estudiada, almacenada, procesada o enviada algún lugar de interés según sea la necesidad requerida; el hecho que la señal sea digital facilita la transmisión. Para la implementación de esta etapa se evaluaron los requerimientos en cada fase, entre los cuales podemos mencionar:

- 1) La señal entregada por el hardware tiene una frecuencia de 0,5 a 100 Hz
- 2) El rango de voltaje es de 0 a 5 V
- 3) El número de muestras requerido para el desarrollo de la transformada Wavelet debe ser múltiplo de 2.
- 4) La resolución de la conversión analógica/digital debe ser como mínimo de 12 bits

Para la correcta adquisición de la señal proveniente del modulo de ECG y de acuerdo a las exigencias planteadas anteriormente se selecciono la Tarjeta de Adquisición de Datos USB 6009 de National Instruments, la cual presenta las siguientes características:

- Su puerto de comunicación es USB
- 8 Entradas análogas en modo RSE y 4 en modo diferencial
- 14 bits de resolución.
- Tasa máxima de muestreo 48 KS/s.
- Rango de voltaje de entrada  $\pm 1$  a  $\pm 20$  V
- 2 Salidas análogas
- 12 Señales digitales de Entrada o Salida
- No necesita fuente externa de alimentación.

En la figura 2.19 se muestra el hardware de la DAQ USB 6009, que se utilizara para la adquisición del ECG



**Figura 2.19: Tarjeta de Adquisición de Datos DAQ USB 6009**

Esta tarjeta DAQ USB consta de 32 pines los cuales se describirán a continuación:

Tabla 2.5: Disposición pines de I/O analógica

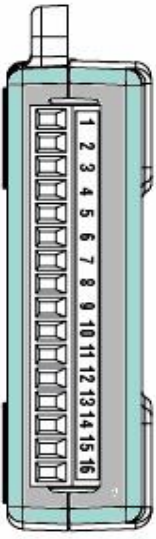
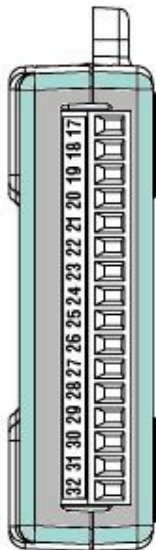
Módulo	Terminal	Señal Modo Simple	Señal Modo Diferencial
	1	GND	GND
	2	AI 0	AI 0+
	3	AI 4	AI 0-
	4	GND	GND
	5	AI 1	AI 1+
	6	AI 5	AI 1-
	7	GND	GND
	8	AI 2	AI 2+
	9	AI 6	AI 2-
	10	GND	GND
	11	AI 3	AI 3+
	12	AI 7	AI 3-
	13	GND	GND
	14	AO 0	AO 0
	15	AO 1	AO 1
	16	GND	GND

Tabla 2.6: Disposición pines de I/O digitales.

Módulo	Terminal	Señal
	17	P0.0
	18	P0.1
	19	P0.2
	20	P0.3
	21	P0.4
	22	P0.5
	23	P0.6
	24	P0.7
	25	P1.0
	26	P1.1
	27	P1.2
	28	P1.3
	29	PFI 0
	30	+2.5 V
	31	+5 V
	32	GND

## 2.4 Diseño e implementación del software.

Para la configuración del instrumento virtual se utilizó el programa LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench), uno de los más difundidos para aplicaciones de instrumentación virtual, y que está basado en el lenguaje gráfico de programación G para facilitar la interacción sistema-usuario, y orientado particularmente a la adquisición de datos.

La particularidad del lenguaje G consiste en la posibilidad de programar gráficamente a partir de la asociación de objetos denominados módulos VI<sup>23</sup>, reduciendo considerablemente los tiempos de desarrollo para lograr la adquisición, control, análisis y presentación de datos.

En la configuración de un instrumento virtual se distinguen tres partes

- **Panel frontal o interfaz interactiva de usuario.**- Que simula el panel de un instrumento físico. El panel frontal puede tener perillas, botones de comando, y otros controles que son las entradas del usuario. También se pueden simular indicadores que constituyen la salida del programa. Los datos se pueden ingresar por mouse o teclado, visualizándose en pantalla los resultados del programa o proceso
- **Código gráfico o diagrama en bloques.**- El diagrama es el código fuente del instrumento virtual, y se construye utilizando el lenguaje G de programación gráfica. Es este lenguaje de programación el que permite que una representación pictórica de los bloques del instrumento sea en realidad el programa que va a ejecutarse
- **Íconos y conectores.**- Son los componentes del código gráfico. Los íconos representan módulos VI, funciones o estructuras de control de programa. Los conectores indican el flujo de entrada y salida de los datos en el diagrama en bloques. La naturaleza jerárquica y modular de los

---

<sup>23</sup> Instrumento virtual

íconos posibilita su utilización como sub-módulos VI, permitiendo la elaboración de sub-rutinas y la programación modular

### 2.4.1 Base datos.

Para almacenar la información relativa para cada paciente, se utiliza una base de datos. En nuestro sistema utilizamos Microsoft Office Access 2003, una base de datos con código fuente abierto multiplataforma que se puede utilizar libremente para fines no comerciales. Se trata de una herramienta relacional, robusta y moderna utilizada ampliamente por multitud de empresas y usuarios. No obstante, el uso de una base de datos u otra en esta aplicación no es crucial, siempre y cuando la base de datos cumpla unos mínimos imprescindibles (conectividad ODBC<sup>24</sup>, relacionalidad, escalamiento, multiproceso, fiabilidad) que prácticamente cumplen hoy en día todas las bases de datos disponibles.

Se ha creado una pequeña base de datos sencilla denominada Ficha\_Médica, la que permitirá almacenar los datos personales del paciente y la dirección IP asignada a cada modulo. Esta forma de almacenamiento de información asegura la integridad, modularidad, seguridad y alta eficiencia en el tratamiento de los datos. A continuación se describe las tablas y los campos definidos en la base FICHA\_MÉDICA

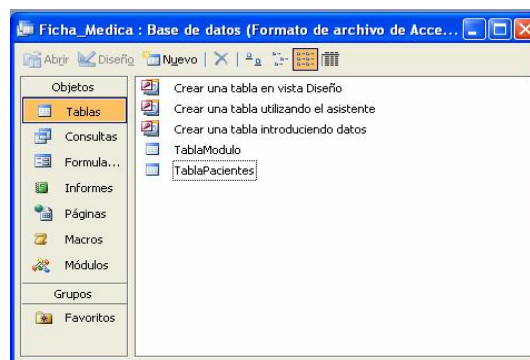



Figura 2.20: Base Datos Ficha\_Médica

<sup>24</sup> **Open DataBase Connectivity**, es un estándar de acceso a Bases de Datos desarrollado por Microsoft Corporation, su objetivo es hacer posible el acceder a cualquier dato de cualquier aplicación, sin importar qué Sistema Gestor de Bases de Datos

### 2.4.1.1 Tabla módulo

Esta tabla contiene la información suficiente para localizar la situación de los módulos remotos, poder autenticar, establecer la comunicación y enlazar cada módulo con el paciente que lo tenga. Consta de los siguientes campos:



Nombre del campo	Tipo de datos	Descripción
IdCed	Texto	Cedula de identidad
IdModulo	Número	Numero asignado al modulo del paciente
Clave	Texto	Password para acceso al VNC
IP	Texto	Direccion IP del usuario

Figura 2.21: Tabla Módulo

- **IdCed:** Identificador de la cédula de identidad que hace referencia al paciente que posee el módulo.
- **IdModulo:** Índice numérico que identifica el módulo inequívocamente para la aplicación web y permite una eficiente gestión de la base de datos.
- **Clave:** Password de 128 bits utilizado para la autenticación entre el Servidor VNC y el módulo remoto.
- **IP:** Dirección unívoca de la situación del módulo remoto en el caso que esté conectado a la red Internet.

### 2.4.1.2 Tabla pacientes.

La tabla Pacientes contiene la información indispensable para la correcta identificación y localización del paciente así como sus características fisiológicas (en conjunción con la información incluida en la transmisión del ECG). Se incluyen además dos campos para la identificación del paciente dentro de bases de datos clínicas más importantes y completas como son el número de historia clínica y el número de la cédula de identidad.

Nombre del campo	Tipo de datos	Descripción
IdPaciente	Número	Numero de la ficha medica del paciente
Nombre	Texto	Nombre del paciente
Apellido1	Texto	Apellido paterno
Apellido2	Texto	Apellido materno
IdSexo	Número	Codigo de 0 a 3 correspondiente al sexo del paciente. Descripcion Tabla Sexo
FecNac	Texto	Fecha de nacimiento
Direccion	Texto	Direccion Domiciliaria
IdCed	Texto	Cedula de Identidad
Telf	Texto	Telefono de contacto
Observaciones	Texto	Puntualizacion necesaria sobre el paciente

Figura 2.22: Tabla Pacientes

Los campos que contiene la tabla Pacientes son:

- **IdPaciente:** Índice numérico que identifica la ficha médica del paciente.
- **Nombre:** Nombre del paciente.
- **Apellido1:** Primer apellido del paciente:
- **Apellido2:** Segundo apellido del paciente.
- **IdSexo:** Código de 0 a 3 correspondiente al sexo del paciente.
- **FechaNac:** Fecha de nacimiento.
- **Dirección:** Dirección completa del paciente.
- **IdCed:** Número de identificación nacional.
- **Teléfono:** Teléfono de contacto.
- **Observaciones:** Campo destinado a cualquier tipo de puntualización necesaria sobre el paciente.

#### 2.4.2 Interfaz con los datos.

Como lenguaje para el desarrollo del FRONT-END utilizamos LabView, este carece de VI's que permitan la comunicación con la base de datos, para implementar esta comunicación se puede realizar de dos maneras:

1. Utilizando el Data Base Connectivity ToolKit, propio de National Instrument, con un costo elevado.
2. Utilizando software libre y de código abierto. El termino software libre debe ser interpretado como libre para copiar y distribuir. El termino código abierto usualmente significa que la licencia legal del software permite la modificación y redistribución del código fuente sin pagar ninguna clase de impuesto,



honorarios al autor. Dentro de esta alternativa se menciona al programa LabSQL

Para el desarrollo de nuestro prototipo se utilizará la segunda alternativa por ser un código fuente abierto, gratuito y de fácil acceso.

#### 2.4.2.1 LabSQL

Es una colección de VI's que usa un conjunto de objetos Microsoft ADO<sup>25</sup> en LabView, que permiten conectarse a cualquier tipo de base de datos que utilicen preguntas SQL para manipulación de datos. Esencialmente es un conjunto de VI's que actúan como enlace para modificar propiedades y métodos ADO.

LabSQL solo trabaja en plataforma Windows y fue creado por Chris Roth. Para la manipulación de la Base de Datos desde Labview, se construyó un diagrama de bloques utilizando los VI's de LabSQL de acuerdo a los siguientes pasos:

- 1) **Crear Conexión ADO:** Permite empezar la comunicación con la base de datos.
- 2) **Abrir Conexión ADO:** Es el encargado de seleccionar el DNS de Sistema, que permite la conexión ODBC entre LabView y la Base de Datos.
- 3) **Ejecución de instrucciones SQL:** Permite introducir los comandos con sintaxis SQL para la manipulación de los datos en la base de datos, los comandos pueden ser: Insert, Select, Update y Delete
- 4) **Cerrar Conexión ADO:** Permite detener y cerrar la comunicación con la base de datos, para que se pueda empezar una nueva comunicación en cada ciclo de repetición del lazo de control.
- 5) **Error:** VI que facilita la visualización de los errores que se puedan producir en los cuatro pasos anteriores

La secuencia de configuración se indica en la figura 2.23,

---

<sup>25</sup> **ActiveX Data Objects** es uno de los mecanismos que usan los programas de computadoras para comunicarse con las bases de datos, darles órdenes y obtener resultados de ellas.

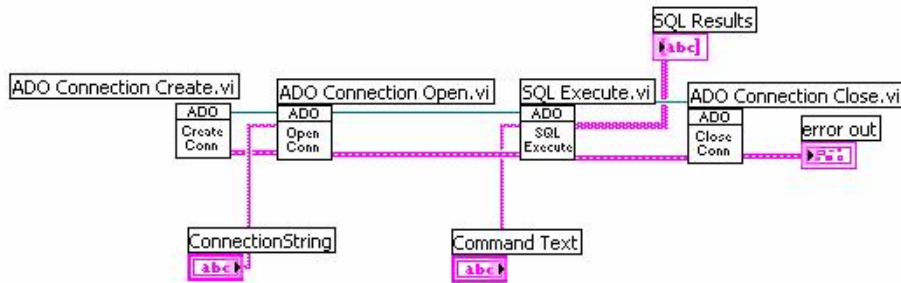


Figura 2.23: Secuencia de LabSQL

LabView para acceder a la base de datos creada en Access necesita una conexión ODBC, la cual se implementara creando un DSN de Sistema

#### 2.4.2.2 Creación de un DSN de sistema o system DNS

Para crear este tipo de conexión deberemos seguir los siguientes pasos:

- a) En WindowsXP, vamos a panel de control y seleccionamos el icono Herramientas Administrativas y damos click en el icono Fuente de Datos (ODBC).

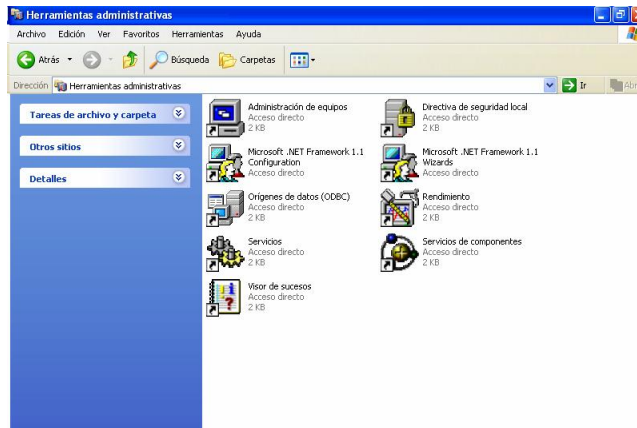


Figura 2.24: Ventana en Windows 2000

- b) Seleccionamos en la pestaña DNS de Sistema
- c) Presionamos el botón agregar y elegimos la opción Microsoft Access Driver (\*.mdb) y presionamos finalizar



Figura 2.25: Comunicación con Microsoft Access Driver

- d) Le damos un nombre a nuestra conexión y agregamos una descripción (opcional)

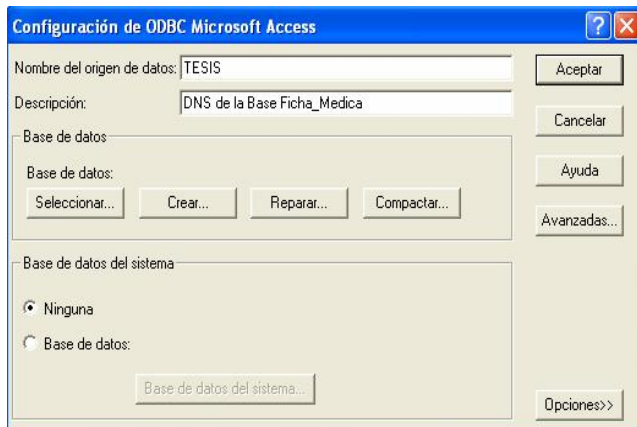


Figura 2.26: Configuración ODBC

- e) Seleccionamos la base de datos presionando el botón seleccionar y presionamos OK en las 3 ventanas.



Figura 2.27: Selección Base Datos

- f) Si todo salió bien, tendremos que ver algo como en la imagen, cuando hagamos click en Fuente de Datos (ODBC).



Figura 2.28: Origen de datos ODBC

### 2.4.3 Interfaces gráficas

Para interactuar desde LabView con la base datos se crearon 10 pantallas, que serán explicadas a continuación:

#### 2.4.3.1 Presentación

En primer lugar se presenta una pantalla de bienvenida que pregunta al usuario por un nombre y una contraseña (Figura 2.29). La validación del usuario y la contraseña establecerán el tipo de permiso de cada usuario, que en estos momentos son dos:

- Usuario Normal: Usuario autorizado para efectuarse la toma de señales con la ayuda del modulo ECG
- Usuario Avanzado: Usuario autorizado, es decir el médico o la persona asignada para entrar al servidor y modificar la información de la base de datos (pacientes, registros, etc). Tiene privilegios para crear nuevos usuarios así como para modificarlos.



**Figura 2.29: Configuración del Panel Presentación**

En el diagrama de bloques se construyó en base a la arquitectura de los VI's de estado de máquina, la cual permite realizar diagramas de bloques más compactos usando una estructura simple para enlazar todos los eventos que se controlaran, esta técnica de programación es muy útil en VI's que son fácilmente divididos en diferentes tareas simples.

Se puede crear esta arquitectura utilizando un While Loop, un Case Structure y un Shift Register. Cada estado de la arquitectura es un caso del Case Structure, donde el programador puede colocar VI's u otro código que ejecutará el estado dentro de cada caso. Mientras el Shift Register almacena el estado a ser ejecutado en interacción siguiente del lazo. La ventaja de esta arquitectura es que el diagrama de bloques es muy pequeño haciéndolo posible leerlo y depurarlo de errores.

Para el diseño de esta arquitectura se construyó una tabla con el valor del estado, su nombre, la descripción, y el siguiente estado al que debe pasar de la siguiente manera:

Tabla 2.7: Descripción de los estados del VI Presentación

Valor estado	Nombre del estado	Descripción	Próximo estado
-1, Default	<b>Ningún evento</b>	Monitorea el menú para determinar el siguiente estado	Depende del boto presionado. Si no existe botón presionado el siguiente estado es Ningún Evento
0	<b>Limpiar</b>	Limpia los string controls de la presentación	Ningún evento
1	<b>Aceptar</b>	Compara las contraseñas utilizando el VI verify info	Dependiendo del nivel de usuario puede ejecutar el Vi Base de datos o el VI Menú ECG
2	<b>Salir</b>	Finaliza la la ejecución del VI Presentación.	Ningún evento
3	<b>Menú Base Datos</b>	Contiene el VI que permite la gestión de la base de datos	Menú ECG
4	<b>Menú ECG</b>	Permite realizar la toma de las señales del ECG	Ningún evento

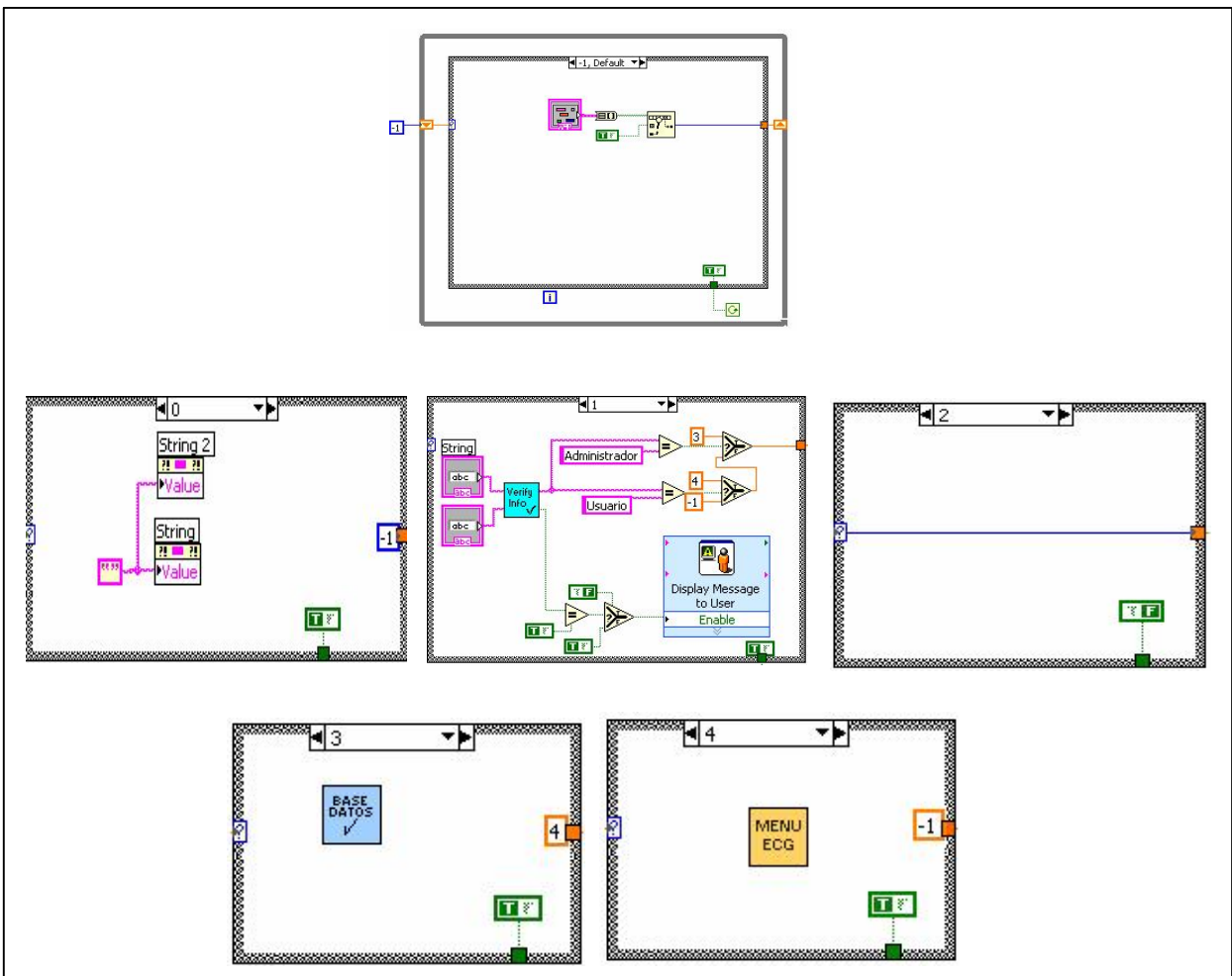


Figura 2.30: Diagrama de bloques del Panel Presentación

### 2.4.3.2 Menú base de datos

Una vez validado el usuario privilegiado, solo este, accederá a la pantalla para consultar, desde cualquier lugar y en cualquier momento, el estado de cada paciente, ya que está contiene el menú para la gestión de la base de datos, presenta una tabla donde se muestra las características principales de los registros del los pacientes, entre otras opciones explicadas a continuación.

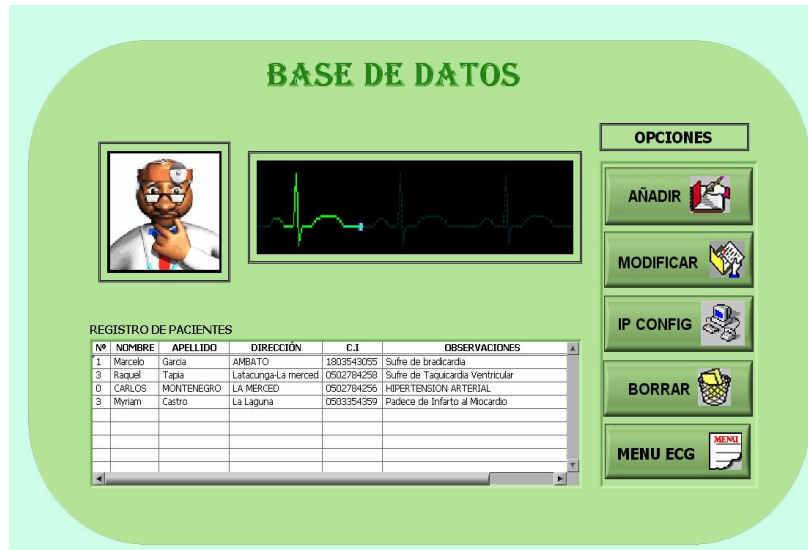


Figura 2.31: Configuración del Panel Base de datos

En el diagrama de bloques para la construcción del menú también se construyó la arquitectura de los VI's de estado de máquina, para este diseño se construyó una tabla con el valor del estado, su nombre, la descripción, y el siguiente estado.

Tabla 2.8: Descripción los estados del VI Base de Datos

Valor estado	Nombre del estado	Descripción	Próximo estado
-1, Default	<b>Ningún evento</b>	Monitorea el menú para determinar el siguiente estado	Depende del boto presionado. Si no existe botón presionado el siguiente estado es Ningún Evento
0	<b>Añadir</b>	Ingresa nueva información a la base de datos	Ningún evento
1	<b>Modificar</b>	Cambia información en la base da datos	Ningún evento
2	<b>IpConfig</b>	Añade información acerca del módulo remoto.	Ningún evento
3	<b>Borrar</b>	Elimina registros de la base de datos	Ningún evento
4	<b>Menú ECG</b>	Permite realizar la toma de las señales del ECG	Ningún evento

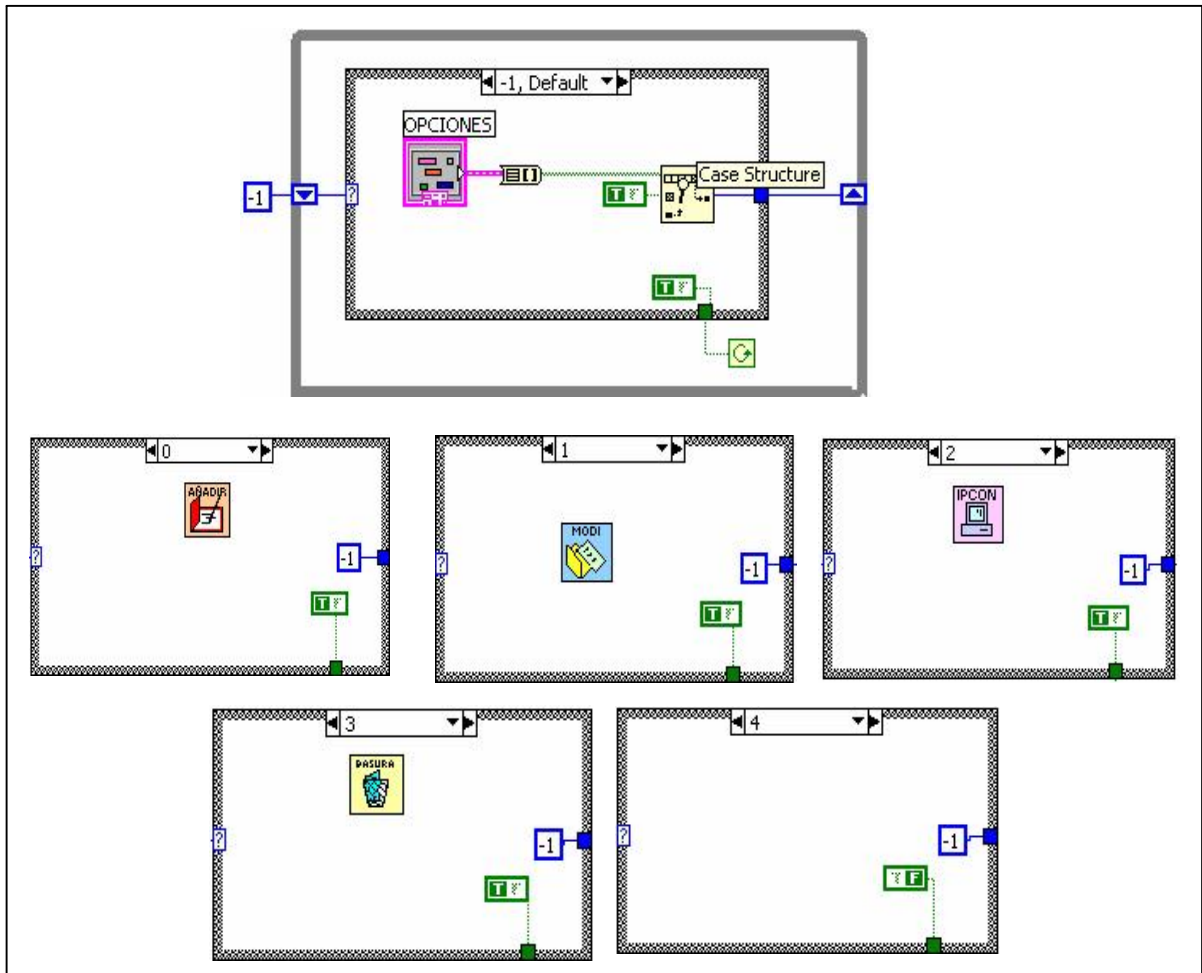


Figura 2.32: Diagrama de bloques del Panel Base de datos

Además en la programación del diagrama de bloques se aplicó la sentencia **SELECT** en el *Comand Text* del VI SQL Execute, la que permite recuperar información de la Base de Datos y seleccionar de una o más filas o columnas de una o muchas tablas. La sintaxis completa de la instrucción **SELECT** y sus cláusulas principales pueden ser resumidas de la siguiente manera.

**SELECT** [campos\_de\_la\_tabla] **FROM** *tabla\_origen*



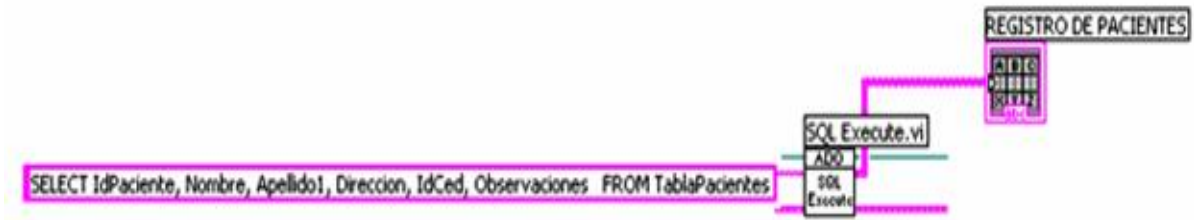


Figura 2.33: Configuración del VI Comand Text para selección de campos

### 2.4.3.3 Añadir nuevo usuario

Esta pantalla permite agregar a la base de datos nuevos pacientes con datos personales propios de éste, la introducción de la información está supeditada a la comprobación de los campos. En el caso que alguno no tenga el formato correspondiente los caracteres no se digitaran, la figura 2.35 muestra su disposición. Al editar un paciente, aparecerá en la interfaz grafica 'Menú Base de Datos' los datos del paciente almacenados en la base de datos

Figura 2.34: Configuración del Panel Nuevo Usuario

En esta pantalla se ejecutó la sentencia **INSERT** que permite agregar registros a una tabla. La sintaxis reducida puede ser:

**INSERT INTO** <Nombre de la Tabla> (campos\_de\_la\_tabla) **VALUES** (Valor1, ...)

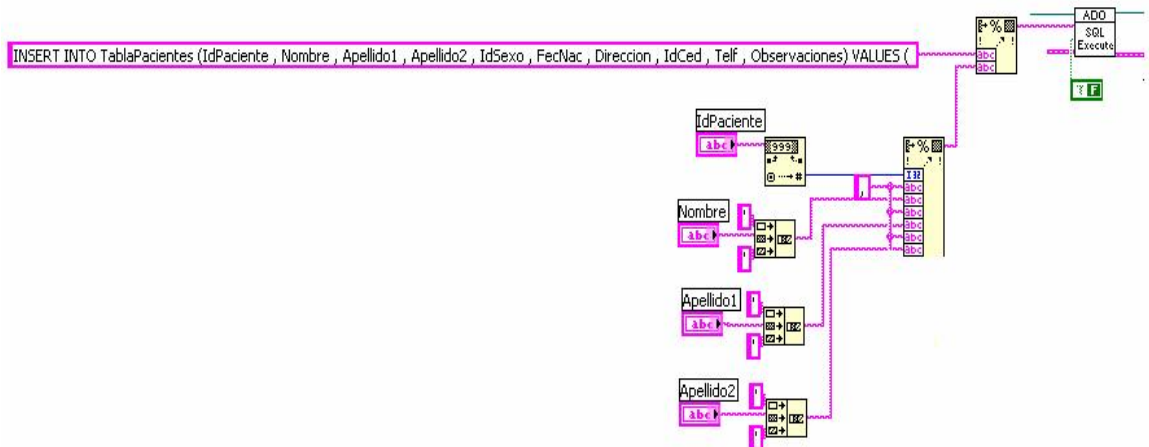


Figura 2.35: Configuración del VI Comand Text para insertar campos

#### 2.4.3.4 Modificar usuario

Primero se ingresará la cédula de identidad del paciente que consta en la base de datos, está permite desplegar la información del paciente, y cambiar en la base Ficha\_Médica los siguientes campos: Dirección, Teléfono, Observaciones. Así, únicamente se actualiza la información incorrecta

Figura 2.36: Configuración del Panel Modificar Usuario

En esta pantalla se ejecutarán dos sentencias las cuales se describirán a continuación:

- Para la búsqueda se utilizó la sentencia **SELECT** acompañada de la condición **WHERE** que establece un criterio de selección de filas. La sintaxis es la siguiente:

**SELECT \*FROM tabla\_origen WHERE <Condición>**

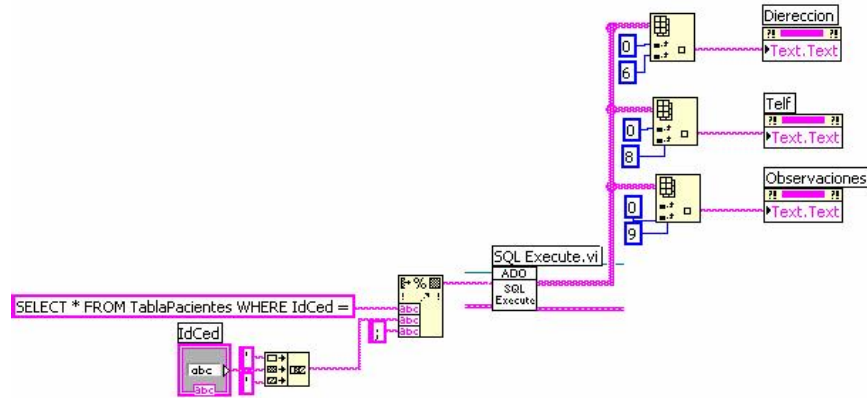


Figura 2.37: Configuración del VI Comand Text para selección de ciertos campos

- Para la modificación de los datos se utilizó la sentencia **UPDATE**. La sintaxis en lenguaje SQL puede ser:

**UPDATE <Nombre de la Tabla> SET <columna> = <Nuevo Valor> WHERE <condición>**

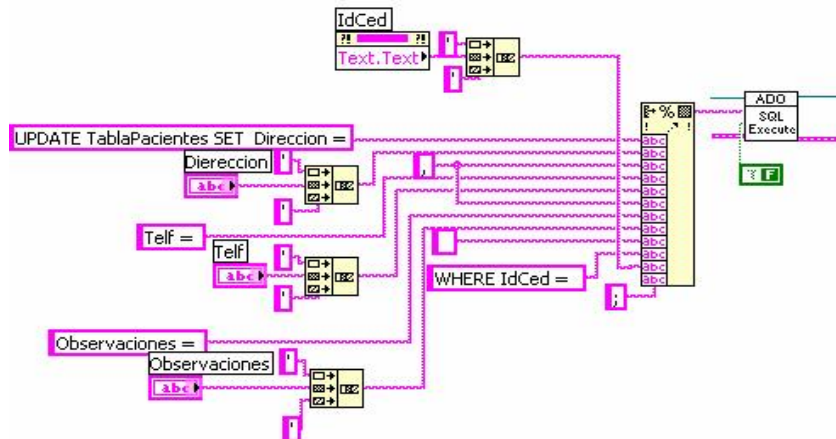


Figura 2.38: Configuración del VI Comand Text para actualización de campos

Se debe tener en cuenta que si la actualización de una fila no cumple con una restricción o regla, infringe la configuración de valores NULL o si el nuevo valor es de un tipo de datos incompatible, se cancela la instrucción, se devuelve un error y no se actualiza ningún registro.

#### 2.4.3.5 Eliminar usuario.

Al igual que la pantalla anterior, se ingresará la cédula de identidad del paciente la que permite desplegar la información de la base de datos, al pulsar BORRAR se podrá eliminar en forma definitiva al paciente de la base de datos.

The image shows a web form titled "ELIMINAR USUARIO". At the top, there is a label "INGRESE Nº DE CEDULA" followed by a text input field and an "OK" button with a green checkmark icon. Below this, there is a list of fields with labels and corresponding text input fields: "Nº FICHA", "NOMBRE:", "APELLIDO PATERNO:", "APELLIDO MATERNO:", "FECHA NACIMIENTO:", "SEXO:", "DIRECCION:", "TELEFONO:", and "OBSERVACIONES:". At the bottom of the form, there are two buttons: "BORRAR" with a trash can icon and "SALIR" with a door icon.

Figura 2.39: Configuración del Panel Eliminar Usuario

Para la búsqueda también se utilizó la sentencia **SELECT** acompañada de la condición **WHERE**, como en el caso anterior.

```
SELECT *FROM tabla_origen WHERE <Condición>
```

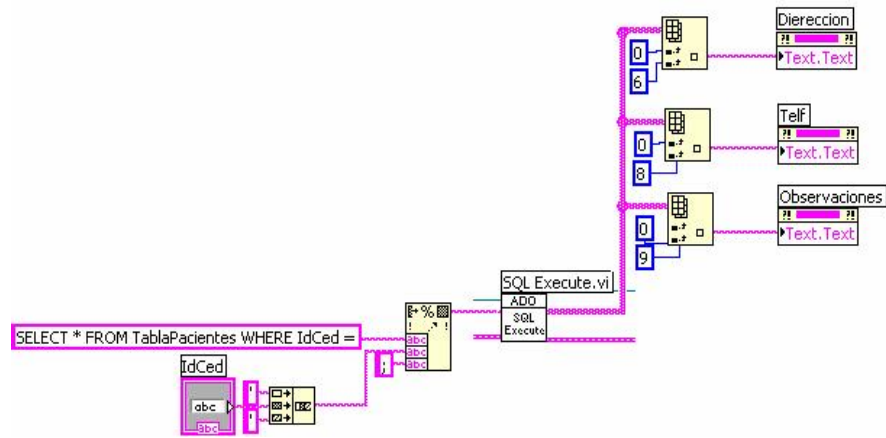


Figura 2.40: Configuración del VI Comand Text para selección de campos

Para borrar los datos se utilizó la sentencia **DELETE**. La sintaxis en lenguaje SQL es: **DELETE <Nombre de la tabla> WHERE <Condición>**

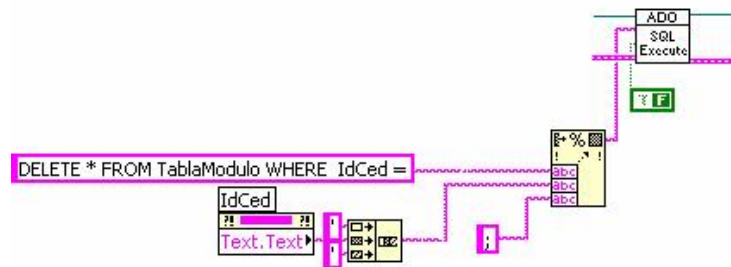


Figura 2.41: Configuración del VI Comand Text para eliminación de campos

Para eliminar una o más filas de una tabla. Se debe tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- El SQL Server borra todas las filas de una tabla a menos que se use la cláusula WHERE.
- Cada fila borrada genera historia en el Log de Transacciones.

### 2.4.3.6 IP Config.

Para acceder a esta interfaz gráfica es necesario introducir el número de cédula, la misma que será comprobada por software con la base de datos, para visualizar

el nombre del paciente almacenado, y permitiendo de esta manera añadir la dirección IP y clave, las cuales son herramientas para trabajar con el VNCServer para la autenticación del módulo remoto que posea el paciente.




Figura 2.42: Configuración del Panel Configuración IP

En esta pantalla se ejecutarán tres sentencias anteriormente ya descritas pero con sus correspondientes campos. Para la búsqueda se utilizó la sentencia **SELECT** acompañada de la condición **WHERE** que establece un criterio de selección de fila, para añadir la información se utilizó la instrucción **INSERT** acompañada de **VALUES** y finalmente para modificar se utilizó la sentencia **UPDATE** acompañada de **SET**

#### 2.4.3.7 Menú ECG

Posteriormente luego de la gestión de la base de Datos, o cuando el usuario no tiene permisos de administrador, se ingresa al Menú que permite realizar el monitoreo del ECG, el monitoreo Remoto y la revisión de Archivos. Como se indica en la siguiente figura.

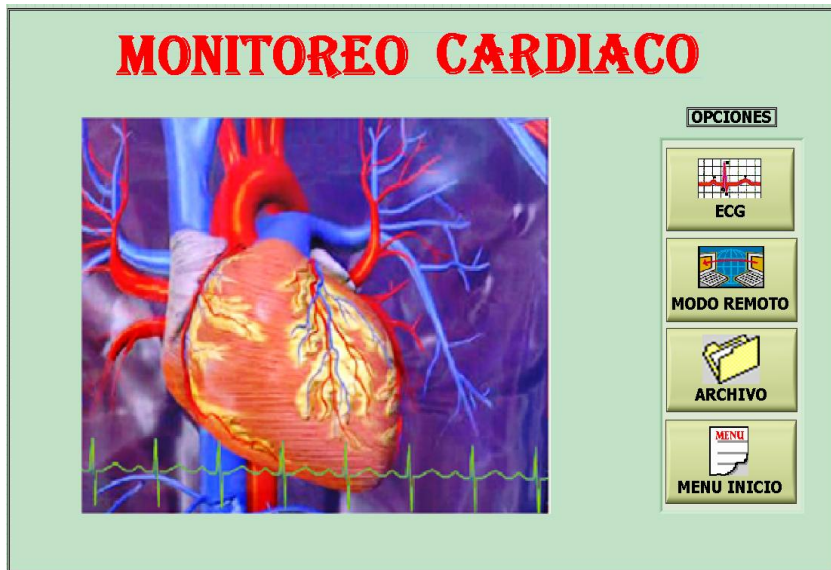


Figura 2.43: Configuración del Panel Monitoreo Cardiaco

El Diagrama de Bloque también se realizó en base a la Arquitectura de VI's de Estado de Máquina teniendo para su ejecución la siguiente tabla:

Tabla 2.9: Descripción los estados del VI Monitoreo Cardiaco

Valor estado	Nombre del estado	Descripción	Próximo estado
-1, Default	<b>Ningún evento</b>	Monitorea el menú para determinar el siguiente estado	Depende del boto presionado. Si no existe botón presionado el siguiente estado es Ningún Evento
0	<b>ECG</b>	Permite realizar la toma de las señales del ECG	Ningún evento
1	<b>Modo Remoto</b>	Accede en tiempo real a los módulos remotos de cada paciente	Ningún evento
2	<b>Archivo</b>	Brinda una graficación del ECG realizado previamente por un paciente	Ningún evento
3	<b>Menú Inicio</b>	Regresa a la pantalla principal	Ningún evento

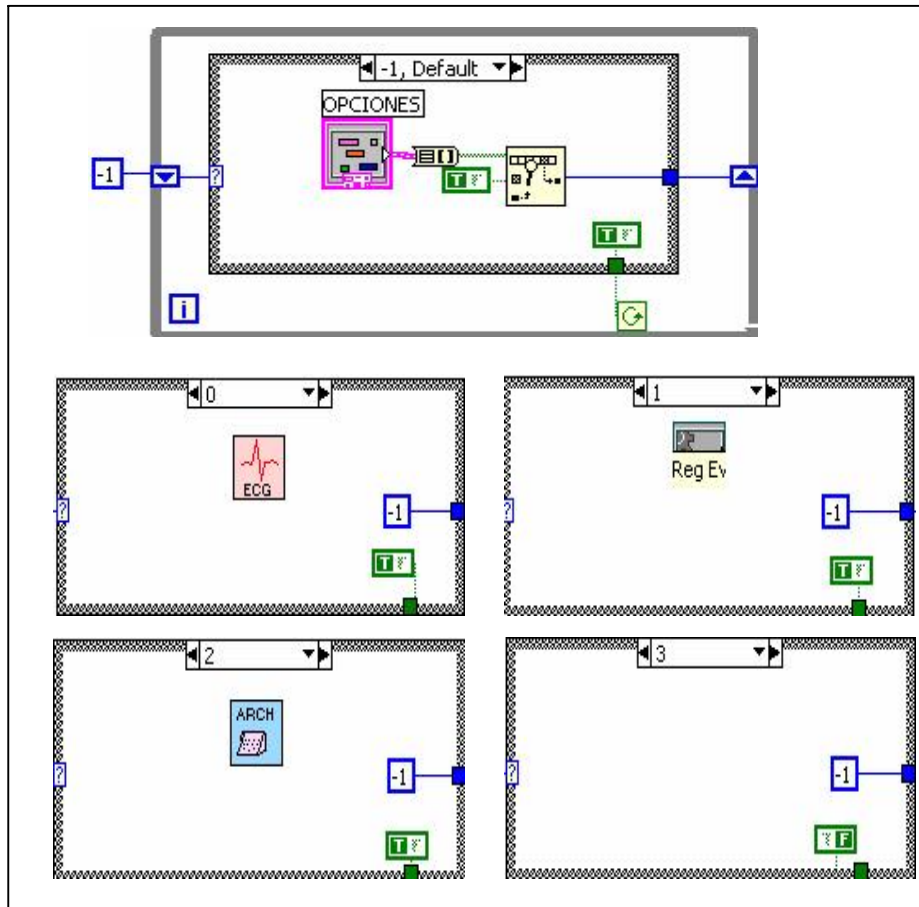


Figura 2.44: Diagrama de bloques del Panel Monitoreo Cardiaco

### 2.4.3.8 ECG

Esta es la pantalla más importante del software, ya que permite al usuario visualizar y procesar las señales adquiridas a través del monitor del PC. La misma que se basa en un instrumento virtual creado en LabView, este permite observar detalladamente 6 derivaciones del ECG, las cuales están divididas en dos paneles: Bipolares y Monopolares; además se puede apreciar claramente la frecuencia cardiaca y se pudiera dar un diagnostico general de poseer Taquicardia, Bradicardia o un estado Normal





Figura 2.45: Configuración del Panel ECG

El programa realiza las siguientes funciones:

- La captura de datos utilizando la tarjeta DAQ USB 6009
- Eliminación de la línea base
- Eliminación del Ruido utilizando la Transformada Wavelet
- Reconstrucción de la señal utilizando la Transformada Inversa Wavelet para su visualización
- La detección del complejo QRS, para determinar la frecuencia cardiaca.
- Almacenamiento de los datos adquiridos en las 6 diferentes derivaciones del ECG en formato .xls para su posterior revisión

Por la importancia de esta pantalla se procederá a la descripción detallada de su programación

#### a) Configuración de la comunicación DAQ USB 6009 con Labview

Se utilizará el Express VI DAQ Assistant, está es una aplicación que permite crear tareas de las entradas y salidas de la tarjeta, el DAQ Assistant permitirá configurar adecuadamente el canal que nos permitirá la adquisición de datos.

El DAQ Assistant está localizado en la paleta de Functions>> Express>> Input>> DAQ Assistant.

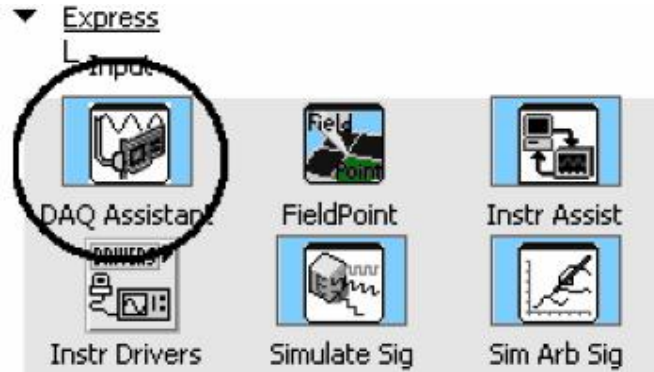


Figura 2.46: Paleta de funciones de Express VI's

Posteriormente se auto-ejecutará un Wizard el que nos guiará a través de todo el proceso de configuración de la tarjeta. En la pantalla inicial se elegirá el canal ai0, el que nos permitirá realizar la adquisición del dato

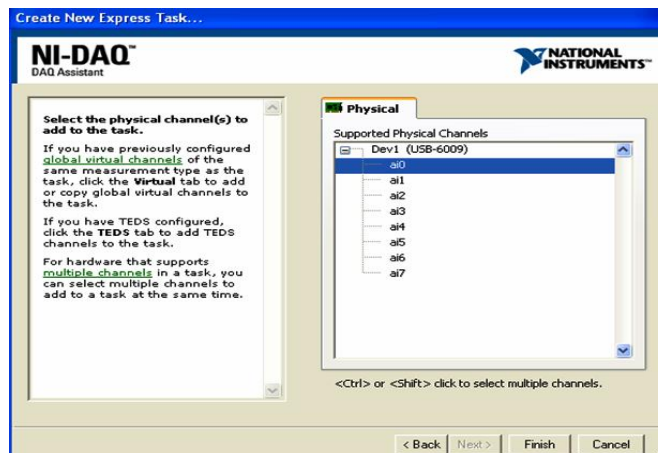


Figura 2.47: Selección de canal análogo

Una vez escogido el canal análogo procedemos a pulsar la tecla siguiente, donde nos aparecerá una pantalla de configuración en la cual se seleccionará: Rango de Voltaje, Número de muestras que dará la tarjeta durante cada iteración y la velocidad de Muestreo.

Para realizar correctamente la adquisición de datos del ECG se procederá a configurarla con los siguientes datos:

- Señal Análoga: Voltaje
- Rango entrada Max: 5V
- Rango Entrada Min: 0V
- Número de Muestras a Leer: 512
- Frecuencia de Muestreo: 10 kHz

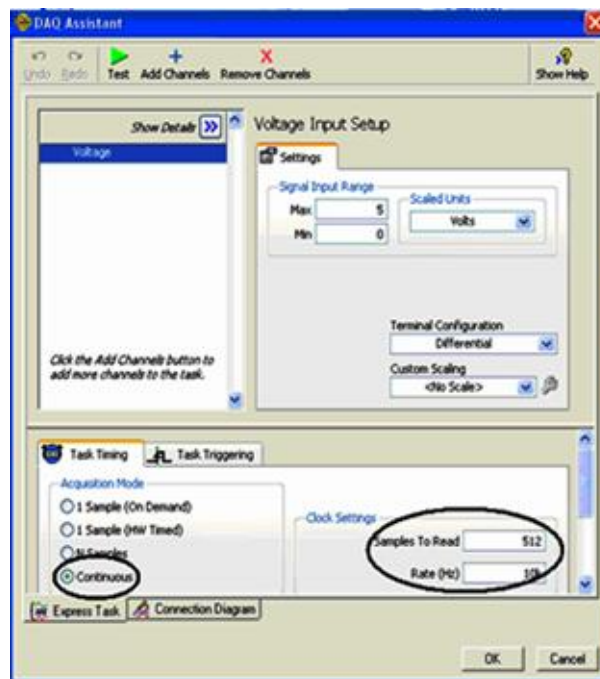


Figura 2.48: Selección de los parámetros para la DAQ Assistant

En consecuencia la tarjeta se está configurando para que muestree a una frecuencia de 10kHz y devuelva 512 puntos por cada muestra.

Si se desea calcular el tiempo para cada muestra se utilizará la siguiente expresión matemática:

$$tiempo = \frac{Número\_Muestras}{Frecuencia\_Muestreo} [s] \quad (ec. 2.13)$$

$$tiempo = \frac{1024}{10000Hz} = 0,1s$$

Finalmente se da click en el botón Ok e inmediatamente Labview genera el Asistente de adquisición de datos, el cual es de fácil uso para el usuario.



Figura 2.49: VI DAQ Assistant

### b) Eliminación de la variaciones de la línea base

Las variaciones de la línea base se producen debido a múltiples factores, como por ejemplo al movimiento del paciente durante la adquisición del electrocardiograma, la respiración, y cambios de impedancia en los electrodos. Estas variaciones suponen una interferencia de baja frecuencia y de cierta amplitud que debe ser reducida para no alterar el resultado de procesos posteriores. Por ejemplo, la figura 2.50 muestra una señal electrocardiográfica con variaciones de la línea base.



Figura 2.50: Señal con variaciones de la línea base

Estas componentes de baja frecuencia pueden inducir a un error cuando se realiza una interpretación visual o análisis automático de la señal electrocardiográfica. El contenido frecuencial de estas variaciones normalmente está en el rango 0 a 0.5Hz. Por tanto, el primer paso en el procesado de la señal electrocardiográfica es la reducción de las variaciones en la línea base.

Es por esto que se utilizará un filtro pasa Alto de 0.5 Hz ya que estas interferencias normalmente tienen un contenido frecuencial por debajo de este

valor. En el diagrama de bloques se utiliza el Express VI Filter el cual está localizado en la paleta Functions>> Express >> Signal Analysis

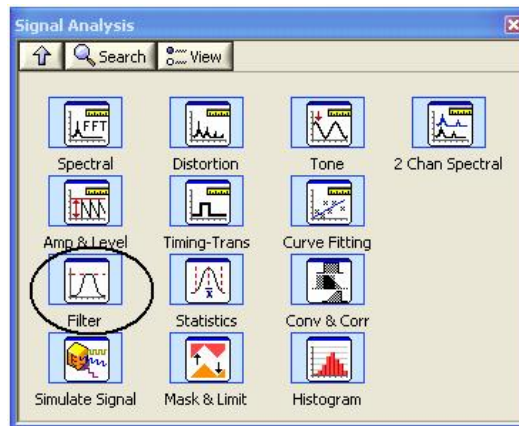


Figura 2.51: Paleta de funciones de Signal Analysis

Una vez colocado en el diagrama de bloque aparecerá un Wizard el cual permitirá realizar la configuración del filtro, para nuestra aplicación se utilizará los siguientes parámetros:

- **Filtro:** Pasa-Alto
- **Frecuencia de corte:** 0,5 Hz
- **Tipo:** Butterworth



Figura 2.52: Configuración del filtro pasa alto digital

Se hace click en el botón OK y automáticamente el Asistente genera el VI que realizará el proceso de filtraje

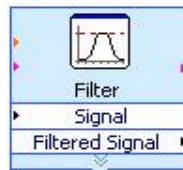


Figura 2.53: VI Express del filtro digital

### c) Aplicación de la transformada Wavelet a la reducción del ruido.

Se puede distinguir entre los métodos que emplean únicamente la *Transformada de Wavelet*, y aquellos que utilizan el par *Transformada de Wavelet-Transformada Inversa de wavelet*, como es el caso de la reducción del ruido.

Para esta última aplicación de reducción del ruido, se parte de la expresión genérica de la señal de entrada dada por:

$$y[n] = x[n] + \sigma r[n] \quad (\text{ec. 2.14})$$

Donde  $x[n]$  corresponde a la señal ECG sin ruido,  $r[n]$  es el ruido.

El proceso genérico para reducir el ruido de una señal utilizando la Transformada de Wavelet es tomar los coeficientes de la aproximación Wavelet, aplicar un umbral, y calcular la Transformada Inversa de Wavelet para obtener la reconstrucción de la señal sin ruido. Se intenta identificar los componentes que contienen el ruido y reconstruir la señal sin dichos coeficientes. De una manera detallada, los pasos a seguir son:

1. Calcular la transformada *Wavelet* de una señal hasta el nivel deseado.
2. Aplicar un umbral y una función de umbralizado a los coeficientes del detalle, para eliminar, en principio, aquellos componentes que representan mayoritariamente al ruido.

3. Calcular la transformada inversa para recuperar la señal, con las componentes del ruido eliminadas en el punto anterior.

Las condiciones exigibles a este proceso de reducción del ruido son que se minimice el error cuadrático medio (o lo que es lo mismo, que maximice la SNR resultante), y que la señal obtenida sea al menos tan suave como la señal inicial, para evitar que, aunque se cumpla la primera condición, aparezcan picos en la señal resultante, que se pueden confundir con información presente en la señal, o puede dar lugar a que se eliminen puntos característicos del ECG.

Este tipo de transformadas están siendo cada vez más empleadas en un amplio campo de especialidades, a menudo sustituyendo a la transformada de Fourier. Labview posee la transformada Wavelet, el cual está localizado en la paleta Functions >> Signal Processing >> Transform >> Wavelet Transform Daubechies 4dB



Figura 2.54: Transformada Wavelet Daubechies4

Los detalles se describen a continuación:

Tabla 2.10: Descripción de las líneas del VI Transformada Wavelet

<b>X</b>	Son las muestras de la señal de entrada. Se debe tener en cuenta que las muestras deben ser en un múltiplo de 2
<b>Wavelet Daubechies4</b>	Retorna la transformada Wavelet de la señal
<b>Error</b>	Retorna el error si se produjera

Una vez realizada la transformada se procede a ejecutar la subrutina la que permitirá comparar a la señal dada por esta transformada con un Umbral, eliminando de esta manera los picos que se encuentran fuera de este rango, al final nos entregará un array libre de valores indeseados.

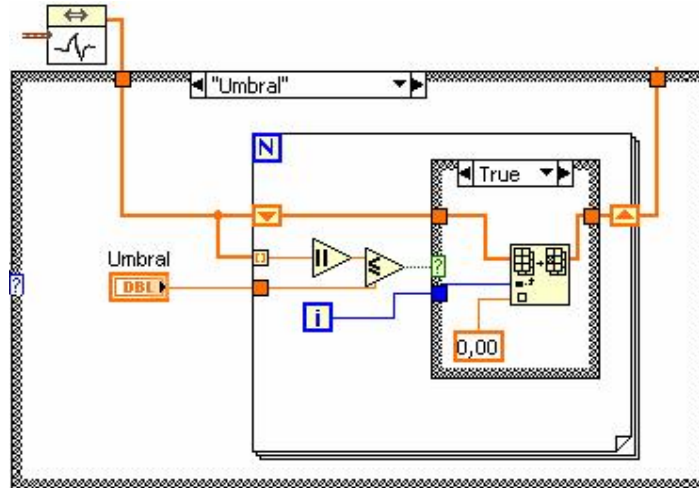


Figura 2.55: Proceso de eliminación de ruido

Finalmente para recuperar la señal se realizará la Transformada Inversa de Wavelet, el cual es un VI propio de Labview, que esta ubicado en Functions >> Signal Processing >> Transform >> Wavelet Transform Daubechies 4dB Inverse



Figura 2.56: Transformada Inversa Wavelet Daubechies4

Los detalles se describen a continuación:

Tabla 2.11: Descripción de las líneas del VI Transformada Wavelet

<b>X</b>	Son las muestras de la señal de entrada. Se debe tener en cuenta que las muestras deben ser en un múltiplo de 2
<b>Wavelet Daubechies4 Inv</b>	Retorna la transformada inversa Wavelet de la señal
<b>Error</b>	Retorna el error si se produjera

Una vez recuperada la señal se reconstruye la forma de onda mediante un Build WaveForm que ingresará a un Waveform Graph para su visualización



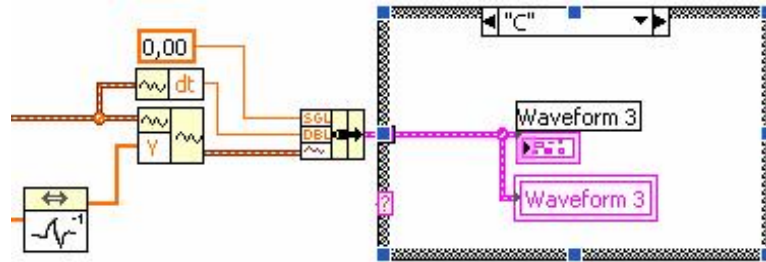


Figura 2.57: Proceso de reconstrucción y visualización de la señal cardíaca.

#### d) Algoritmo de detección del complejo QRS

Dentro de la detección de puntos significativos, el caso más relevante es la detección del complejo QRS. Generalmente, estos algoritmos marcan de alguna manera la posición donde se considera que el complejo QRS termina o comienza.

Un ejemplo del resultado de la aplicación de alguno algoritmo a una señal real sería el que se presenta en la figura 2.58

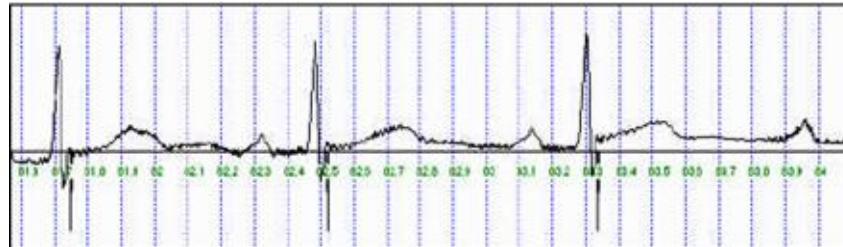


Figura 2.58: Señal con el final de los complejos QRS marcado.

El algoritmo utilizado para la detección del complejo QRS en el desarrollo del proyecto está basado en la amplitud y en la frecuencia de la señal adquirida. El mismo que funciona de la siguiente manera:

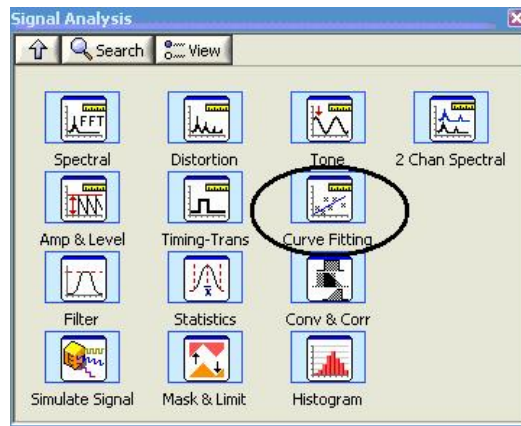
- Se filtra digitalmente la señal con un filtro pasa banda, con una banda de 15 a 30 Hz, al realizar esta operación se tiene por objetivo obtener únicamente el complejo QRS y eliminar las otras ondas que componen la señal electrocardiográfica

- Se procede a reconstruir la señal eliminando las perturbaciones provocadas por frecuencias indeseadas que se escapan del anterior filtrado.
- De la señal reconstruida se obtiene la frecuencia de la señal cardiaca
- Finalmente encontrado la frecuencia se consigue el periodo RR del latido cardiaco, de acuerdo a la siguiente expresión matemática:

$$Intervalo\_RR = \frac{60}{Frecuencia\_Cardiaca} [s] \quad (\text{ec. 2.15})$$

En labview se procedió a efectuar el algoritmo con la ayuda de los siguientes VI's.

Para el filtrado se utilizó el VI Express Filter el cual se explico anteriormente. Para poder reconstruir la señal se utilizó el VI Express Curve Fitting el cual se encuentra en la paleta Functions>> Express >> Signal Analysis >> Curve Fitting



**Figura 2.59: Paleta de funciones de Signal Analysis**

Una vez colocado en el diagrama de bloque aparecerá un Wizard el cual permitirá realizar la configuración del VI, para nuestra aplicación se utilizará el parámetro Quadratic que permite una mejor reconstrucción de la señal. Se debe tener en cuenta que este VI computa los coeficientes de la mejor representación del dato de entrada de acuerdo al modelo escogido.

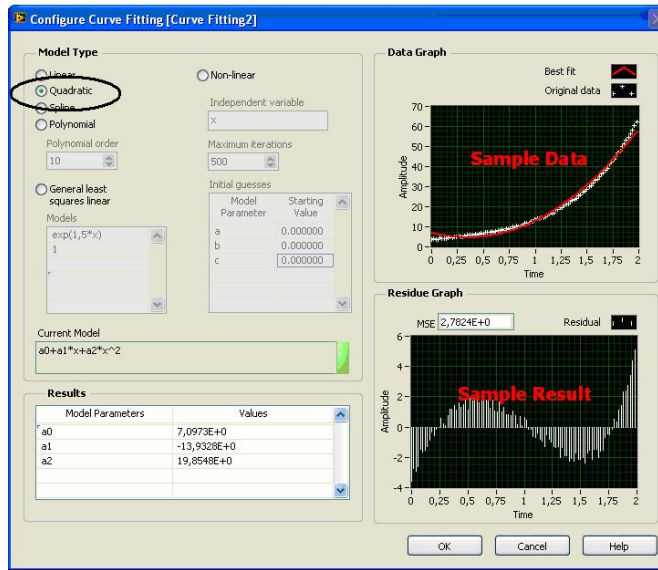


Figura 2.60: Wizard de configuración del Curve Fitting

Finalmente para la obtención de la frecuencia se utilizó el VI Express Tone Measurement el que se encuentra en la paleta Functions>> Express >> Signal Analysis. Este VI determina la frecuencia de la mayor amplitud de la señal de entrada.

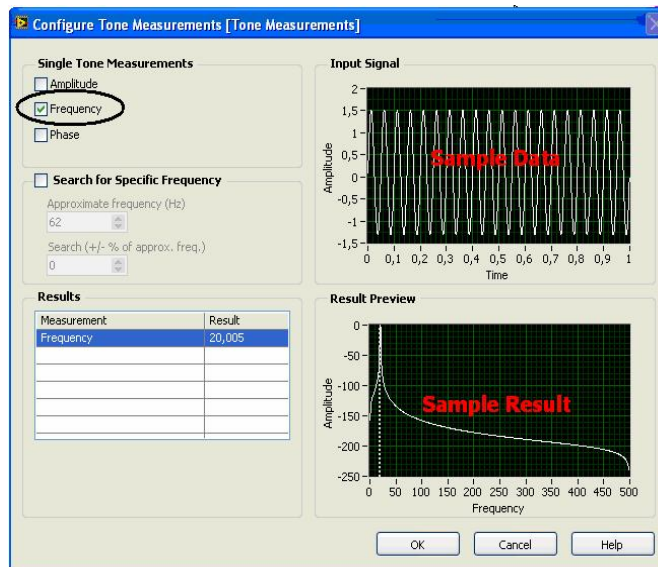


Figura 2.61: Wizard de configuración del Tone Measurement

### e) Reconstrucción de la señal y almacenamiento de datos adquiridos

Para la reconstrucción de la señal adquirida se utilizará el Property Node, History Data de cada uno de los Waveform Chart, el cual contiene las muestras obtenidas en forma gráfica, como la tarjeta recibe 512 muestras por iteración se realizó un pequeño proceso de almacenamiento el cual consiste en ordenar en forma secuencial todas las muestras obtenidas en un nuevo array el cual se enviará a un Spread Sheet para su respectivo almacenamiento en archivo.

El diagrama de bloques en Labview se muestra en la figura 2.62

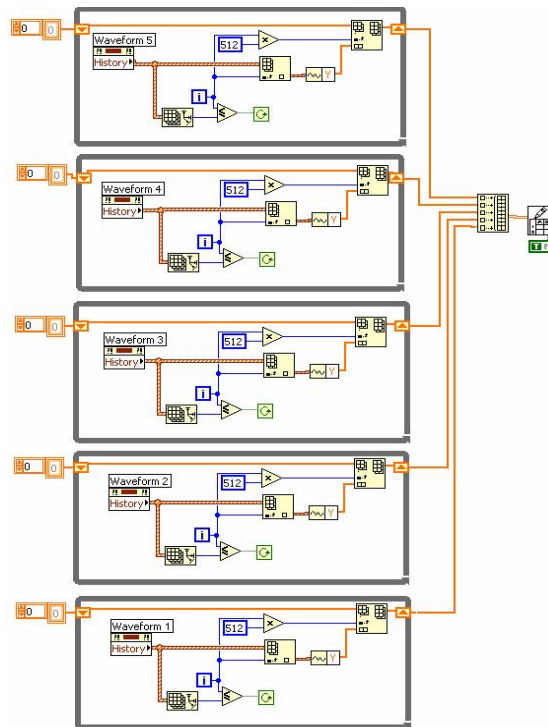


Figura 2.62: Reconstrucción y almacenamiento de la información

#### 2.4.3.9 Modo remoto

El módulo de control remoto nos va a permitir ponernos en contacto con el sistema remoto en cualquier momento para visualizar el ECG del paciente en tiempo real y controlarlo.

El funcionamiento de este módulo es el siguiente. Tras arrancar el VI el usuario ingresa el número de cédula, esto permitirá extraer el Nombre, Clave y Dirección IP la tabla modulo de la base de datos Ficha\_Médica, estos datos son necesarios para establecer contacto con el mismo. Una vez que se establece contacto con el módulo remoto vía TCP/IP utilizando el servido VNC Server. El módulo remoto autentifica al servidor mediante una clave aleatoria de 128 bits conocida por ambos que se genera al entregarle el módulo remoto al paciente. Tras la autenticación el módulo remoto puede pasar a solicitar el ECG en tiempo real del paciente, así como las marcas detectadas por el algoritmo.

Esta pantalla solo será visualizada por el usuario que tiene privilegios de administrador.

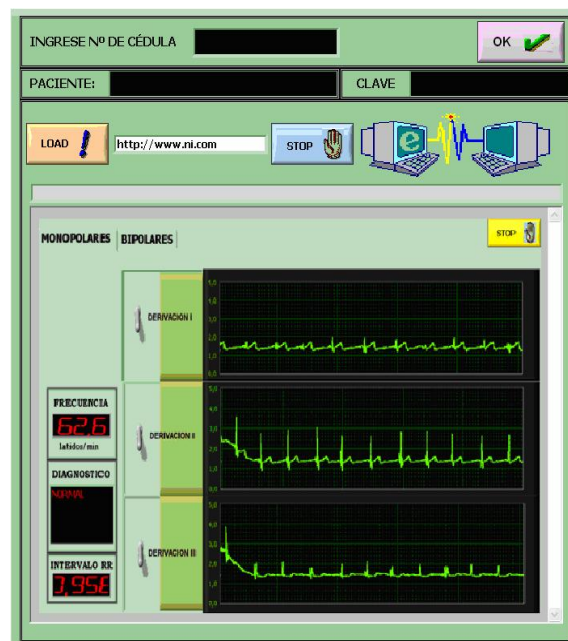


Figura 2.63: Configuración del Panel Modo Remoto

En el diagrama de bloque se realizaron los pasos anteriormente explicados en el Menú Base Datos para extraer la información necesaria del paciente de la base Ficha\_Médica

Para la conexión a Internet se utilizó el control Activex Explorador de Web de Microsoft propio de Internet Explorer el cual permite visualizar la página Web

deseada. Para ingresar un control Activex en el Panel Frontal se coloca el Activex Container el cual esta en la paleta Controls >> Container >> Activex Container



Figura 2.64: Paleta de funciones de Activex Containers

Para ingresar el control Activex apropiado se da click derecho, visualizándose el Menú Pop-up en cual se deberá elegir la opción Insert Activex Object en donde se elegirá el Activex Explorador de Web de Microsoft.

Para poder controlar todas las opciones que nos brinda este control Activex se procede a utilizar el VI Register Event Callback en el diagrama de bloques, este VI usa la referencia conectada en la entrada para determinar los eventos que pueden ser utilizados.

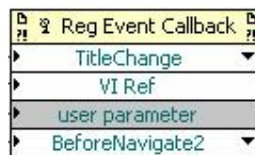


Figura 2.65: VI Register Event Callback

Los detalles se describen a continuación:

Tabla 2.13: Descripción de las líneas del VI Register Event Callback

<b>Title Change</b>	Muestra el Título y lo actualiza cada vez que se ingresa a una página Web diferente
<b>VI Ref</b>	Es la referencia estricta que debe tomar el VI cuando sea llamado
<b>User Parameter</b>	Contiene los datos que desea enviar al ser llamado el VI cuando el objeto Activex genera el evento
<b>Before Navigate 2</b>	Pide la URL que necesita el control Activex antes que el evento navegación se ejecute en el WebBrowser

Para la colocación de la URL se utilizará un Invoke Node, el cual hace referencia al evento IWebBrowser2 como, se muestra en la figura 2.66

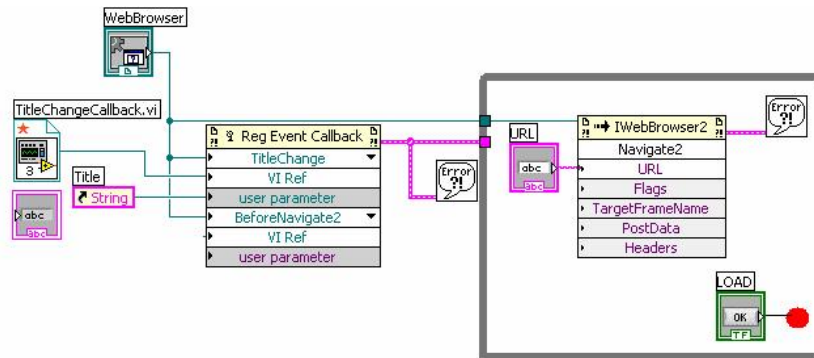


Figura 2.66: Configuración del proceso Modo Remoto

#### 2.4.3.10 Revisión de archivos

Esta interfaz gráfica permite a los dos tipos de usuario examinar detenidamente las señales guardadas por el prototipo ECG, que servirán de apoyo al momento de realizar el análisis clínico, este panel esta formado por seis pantallas las cuales contienen las derivaciones monopolares como las bipolares, mostradas en la figura 2.67.



Figura 2.67: Configuración del Panel Revisión de Archivos

En la construcción del diagrama de bloques se ejecutó el VI Spreadsheet String to Array, el mismo que permite leer los datos de un archivo tipo .xls ya guardado anteriormente, con la ayuda de Index Array podemos seleccionar la fila que corresponda a cada derivación y mostrar en cada una de las pantallas del panel frontal

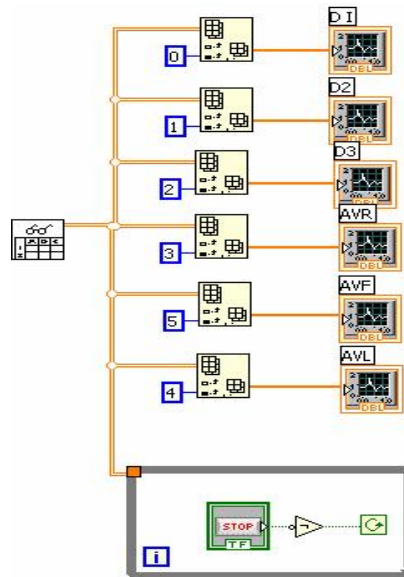


Figura 2.68: Diagrama para visualización de la señal electrocardiográfica

## 2.5 Módulo de control remoto del paciente.

El paciente recibirá el VI ECG, el que permitirá realizar la toma de las 6 derivaciones del corazón, este tipo de derivaciones darán la información en tiempo real del estado de salud del paciente al médico, el mismo que se encontrará en su lugar de trabajo.

Para la conexión a través de Internet utilizando Labview, se ha escogido la programación del **Panel de Control Remoto**.

Sin programación adicional se puede configurar cualquier programa para lograr control remoto a través de un Web browser por ejemplo Internet Explorer, Netscape, Mozilla, etc. El usuario simplemente direcciona el Web browser a la página Web asociada con la aplicación. Después la interfaz gráfica que aparece

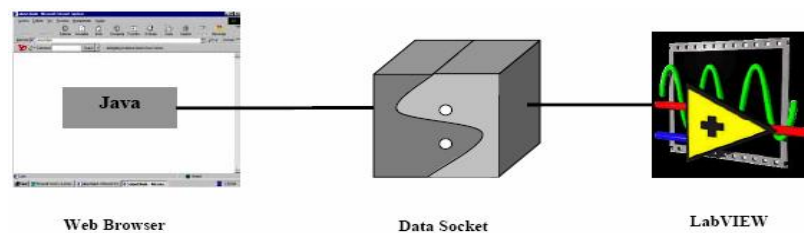


en el Web browser es completamente accesible en la pantalla del usuario remoto. La adquisición sigue en proceso en la computadora anfitriona o host, pero el usuario remoto tiene control completo de la aplicación.

Existen tres técnicas de programación de paneles remotos para la visualización y el control del usuario en el tiempo de ejecución del ECG, como son:

- El servidor a través del CGI (Common Gateway Interface) controla los instrumentos virtuales que aparecen en un navegador determinado.
- Utilizando Controles ActiveX y Data Socket que permite enviar los datos entre el usuario y el experimento en cuestión.
- Usando Data Socket y Aplicaciones Java, las posibilidades de interacción con los controles de los instrumentos virtuales son amplias

Para la implementación de este módulo se escogió la última opción, el cual incluye el lenguaje de programación Java por las siguientes razones:



**Figura 2.69: Diagrama Data Socket y de Aplicaciones Java**

- Java es un lenguaje que permite ejecutar el modulo de control remoto sobre cualquier plataforma, además es moderno y robusto totalmente orientado a objetos
- Con Java se inserta un *applet* (subprograma) dentro de cualquier navegador estándar que admita el Java Plug-in. De tal forma el usuario no

se preocupa de instalar en su ordenador el programa, únicamente debería disponer de un navegador con soporte para Java.

La herramienta que permitirá cambiar instantáneamente de VI a aplicación Java es **VNC Server**, de distribución gratuita y bajo licencia de "software libre", la cual posibilita a un usuario realizar el control remoto a través de la Web. Este software permite acceder desde un ordenador llamado cliente, a otro ordenador llamado servidor, separados físicamente pero sin embargo, conectados mediante una red, ya sea local (LAN) o bien Internet. Una vez que se ha establecido la comunicación, el equipo cliente puede utilizar el equipo servidor, sin limitación alguna, salvo las que le imponga el ancho de banda de la red. El resultado, es una visualización en pantalla del equipo remoto, de su escritorio y todos sus programas, permitiendo tomar su control y realizar actividades como si se estuviera frente a él.

Para ello, es preciso instalar dos programas: un **servidor VNC**, en la máquina a la que queramos acceder (en el paciente) "Server", y un **visualizador VNC** en la máquina cliente (en el centro médico) "Viewer".

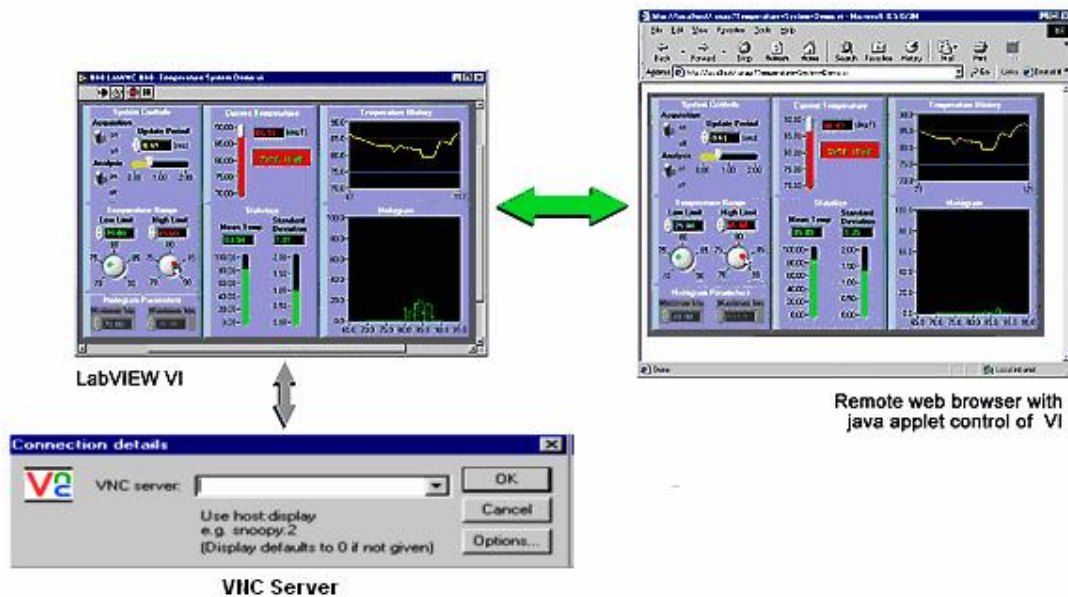


Figura 2.70 Relaciones entre LabVIEW, Web Browser y VNC Server

En los siguientes pasos se resume brevemente como VNC Server trabaja:

- VNC Server es una combinación de VIs y DLLs que son instaladas en la máquina que actúa como servidor
- Una vez que el servidor se ejecuta, cualquier VI puede ser seleccionado para ser compartido a través de la Red.
- VNC Server tiene un servidor Web construido internamente el cual corre a través del Puerto 5800
- Cuando un Web Browser remoto se conecta al VNC Server, una pregunta de autenticación del sistema es usada para verificar y permitir el acceso al usuario remoto. La clave solicitada es segura ya que posee la encriptación SSH<sup>26</sup>
- VNC Server usa un protocolo de Trama de Buffer Remoto (RFB) para convertir el VI en una aplicación Java
- VNC Server detecta los cambios en el panel frontal del VI y envía esa imagen cambiada a la aplicación remota hecha en Java
- En el cliente, los eventos del mouse y del teclado son detectados y enviados de regreso al servidor los cuales son procesados si estos ocurren
- El efecto final al usuario remoto una presencia virtual en el VI

---

<sup>26</sup> Secure Shell Client

## **CAPÍTULO III**

### **ANÁLISIS DE RESULTADOS**

#### **3.1 Pruebas experimentales**

##### **3.1.1 Prueba de funcionamiento del prototipo de ECG.**

Para determinar el óptimo funcionamiento del prototipo de electrocardiograma, se realizaron e implementaron pruebas con personas mayores de edad de los dos sexos y de diferentes edades, de cada uno de ellos se visualizó las seis derivaciones para posteriormente ser guardadas en formato de \*.dat que ayudará para el posterior diagnóstico médico.

Cada prueba consistía en la colocación de los electrodos en las 4 extremidades del paciente los mismos que debían permanecer quietos durante la toma del electrocardiograma, se realizó esta prueba al mismo paciente tanto con el prototipo como con el electrocardiógrafo de la institución.

##### **3.1.2 Instrumento de recolección de datos.**

Con la finalidad de certificar el funcionamiento del prototipo de electrocardiograma se realizaron encuestas al médico tratante durante la toma de la señal de ECG a los pacientes que asistían al Hospital del IESS en la ciudad de Ambato.

Esta encuesta tenía como finalidad realizar la comparación entre el electrocardiógrafo propio del instituto y el prototipo construido, produciéndose una valoración numérica de 1 (malo) a 4 (excelente), esta medida relaciona la calidad de visualización entredichos instrumentos.

### 3.1.3 Procedimiento para la elaboración de un instrumento de recolección de datos.

Se realizó la toma de la señal de ECG de las seis derivaciones que se encuentran en la pantalla del software de adquisición de datos. Posteriormente se procedió a calificar la calidad de visualización de la señal del corazón de acuerdo a la valoración indicada en la tabla 3.1

Tabla 3.1: Encuesta de visualización

CALIFICACIÓN	DEFINICIÓN	DESCRIPCIÓN
4	Excelente	Visualización semejante a la proporcionada por el instrumento patrón
3	Bueno	Visualización con poca presencia de ruido en la señal cardiaca
2	Regular	Presencia de ondas adicionales que distorsionan la señal cardiaca comparada con el instrumento patrón
1	Malo	No se puede visualizar la forma de la señal cardiaca en ninguna de las derivaciones

#### *Procedimiento utilizado:*

1. Se colocaron dos electrodos en ambas muñecas respectivamente, un tercer electrodo en la pierna izquierda y un último electrodo en la pierna derecha para que el sistema tenga una tierra de referencia.

Fig. 3.1. Ubicación de los electrodos para primera derivación.

2. Utilizando el software de adquisición de datos se visualizó las seis derivaciones posibles que permite el prototipo de la señal cardiaca, cada derivación durara como mínimo 10 seg.

3. Obtenida la señal, el Doctor encargado del consultorio de cardiología en el Hospital del IESS califica la forma de onda adquirida de acuerdo a los parámetros mostrados en la tabla 3.1. La opinión refleja la calidad de la visualización de la señal, en cuanto a su nitidez, forma y amplitud.
4. El mismo procedimiento se lo realizó en varios pacientes, de acuerdo a las consultas dadas por el Hospital del IESS

#### **3.1.4 Prueba del algoritmo de medición de la frecuencia cardiaca.**

Durante la realización del Electrocardiograma se tomaron para cada paciente la frecuencia cardiaca detectada con cada instrumento con la finalidad de aplicar la fórmula para detectar el error presente en cada medición con respecto al instrumento patrón. De esta manera se podrá determinar si el error está entre el rango de  $\pm 2\%$  que son aceptados para este tipo de equipos.

La fórmula aplicada para el cálculo de error es la siguiente:

$$\%Error = \frac{Frecuencia\_prototipo - Frecuencia\_patrón}{Frecuencia\_prototipo} \times 100\% \quad (\text{ec 3.1})$$

Como ejemplo práctico de la prueba del algoritmo de medición de la frecuencia cardiaca se ejecutó en una persona de veinte años de edad sin ninguna patología cardiaca, la frecuencia detectada por el prototipo fue de 62 lat/min, mientras que con el aparato de electrocardiografía fue de 61 lat/min aplicando estos valores en la ecuación 3.1 se obtiene el siguiente porcentaje de error:

$$\%Error = \frac{62 - 61}{62} \times 100 = 1.61\%$$

#### **3.1.5 Prueba de transmisión a través de Internet.**

La comunicación a través del Internet entre el servidor del Centro Médico y el Paciente necesita de una dirección IP fija, la cual solamente brinda el servicio

ADSL, se procedió a la simulación del mismo implementando la red TCP/IP que se muestra en la siguiente figura:

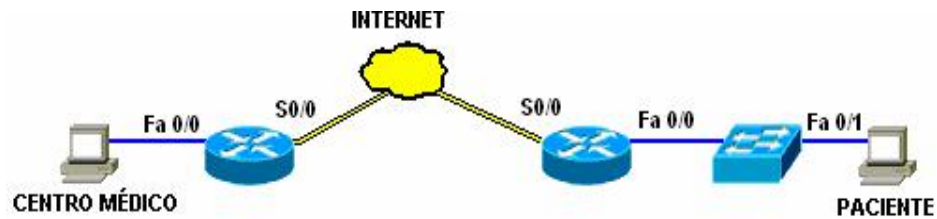


Fig. 3.2. Red TCP/IP implementada.

Para esta prueba se tuvo en cuenta los siguientes aspectos para la implementación de la red:

1. El protocolo de enrutamiento fue OSPF por ser el más utilizado por los *Proveedores de Servicio de Internet* por tener como métrica el ancho de banda
2. La máscara de red fue de /30 en la interfaz serial 0/0 de los routers y de /26 para los host , optimizando el uso de las direcciones IP
3. El servidor VNC fue asignado al host del paciente, mientras que el VNC Viewer fue establecido para el host del centro médico

### 3.2 Resultados obtenidos

Las pruebas se realizaron en el Hospital del IESS en la ciudad de Ambato ya que cuentan con el equipo necesario para realizar este tipo de exámenes, además se contó con la ayuda de las personas afiliada a esta institución que tienen alguna anomalía cardíaca.

#### 3.2.1 Análisis del funcionamiento del prototipo de ECG.

Se han realizado 20 pruebas a personas afiliadas a esta institución que presentan algún tipo de anomalía cardíaca así como 10 personas sanas, lo que permitió

determinar el funcionamiento del prototipo. La distribución de pacientes se indica en la tabla 3.2

**Tabla 3.2: Prueba de funcionamiento del ECG**

EDAD	PRUEBAS	SEXO	
		HOMBRES	MUJERES
De 18 a 29 años	5	2	3
De 30 a 40 años	4	2	2
De 40 a 50 años	11	6	5
Mayores de 50 años	10	5	5
<b>TOTAL</b>	<b>30</b>	<b>15</b>	<b>15</b>

Con la utilización de filtros digitales basados en la transformada Wavelet se obtuvo una señal limpia, reduciendo significativamente frecuencias no deseadas que interfirieran con la correcta visualización de la señal cardíaca.

Experimentalmente se comprobó que al realizar el Electrocardiograma en personas de la tercera edad se debe aumentar 4 veces el umbral de la Transformada Wavelet para reducir el efecto del ruido, esto se debe a que la señal del corazón en este tipo de pacientes es débil






### **3.2.2 Análisis de los datos recolectados**

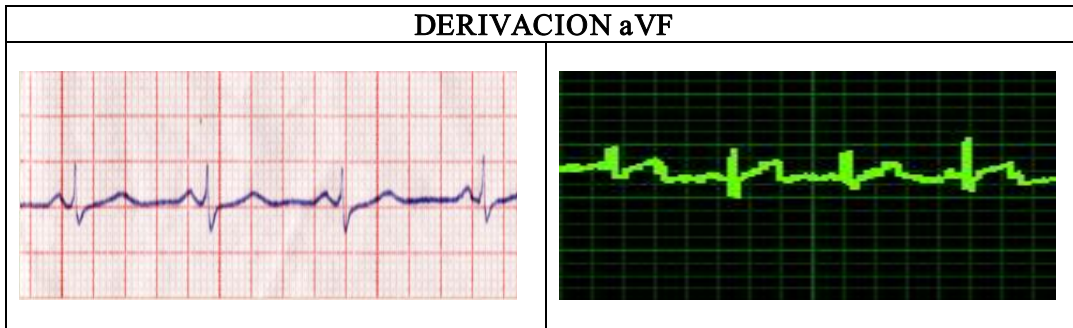
Con cada paciente se realizó comparaciones entre las señales observadas por un cardiógrafo disponible en el Hospital del IESS y las obtenidas por el prototipo con sus interfaces HMI ejecutadas en una PC.

Las comparaciones se pudieron tabular gracias a la encuesta que se realizaba al médico tratante concluido el examen, presentándose las siguientes formas de onda:



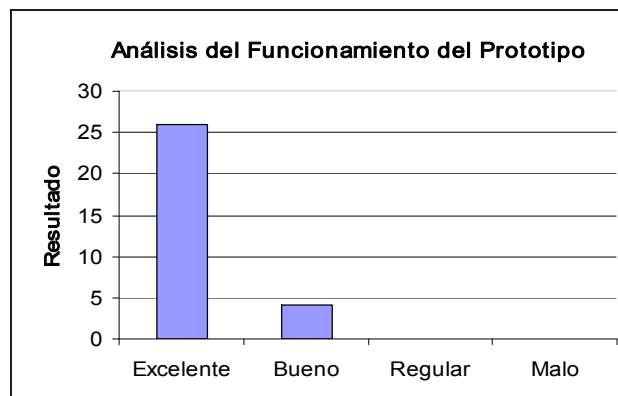
Tabla 3.3: Comparación de la señal cardiaca entre un electrocardiógrafo y el prototipo

ELECTROCARDIÓGRAFO	PROTOTIPO
<b>DERIVACION I</b>	
	
<b>DERIVACION II</b>	
	
<b>DERIVACION III</b>	
	
<b>DERIVACION aVR</b>	
	
<b>DERIVACION aVL</b>	
	



Los parámetros tenidos en cuenta durante la comparación fueron la amplitud de las señales, las formas de onda y el periodo. En este caso, la comparación realizada es de tipo cualitativo y no cuantitativo, debido a que la representación de las señales de ECG no presenta valores numéricos.

Los resultados de la encuesta al médico tratante sobre el funcionamiento del prototipo produjeron los siguientes valores:



**Fig. 3.2: Resultados de la encuesta de funcionamiento.**

Los datos obtenidos fueron certificados por un representante de Hospital IESS de Ambato mostrándose en el Anexo D para su comprobación.

Las formas de onda adquirida por el software de adquisición de datos son similares tanto en forma como en amplitud a las señales visualizadas en un electrocardiógrafo comercial, demostrándose lo afirmado en las gráficas anteriores.

En el caso de que no se tome la señal de una derivación, no existirá inconveniente a la hora de ser almacenado o visualizado el resto de derivaciones, además estas pueden ser tomadas en distinto orden debido a que cada derivación es independiente una de otra sin producir conflicto en la adquisición de la señal.

### **3.2.3 Análisis del error en el algoritmo de medición de la frecuencia cardíaca.**

Para cada paciente se calculó el error en la medición de la frecuencia cardíaca utilizando la ecuación 3.1. Posteriormente se procedió a calcular la media aritmética del error de cada grupo de pacientes dando como resultado lo descrito en la siguiente tabla:

**Tabla 3.2: Porcentaje de error en la detección de la frecuencia cardíaca**

<b>EDAD</b>	<b>% Error</b>
De 18 a 29 años	0,1
De 30 a 40 años	0,5
De 40 a 50 años	1
Mayores de 50 años	1,2

Se comprobó que el algoritmo de medición de la frecuencia cardíaca es fiable ya que el porcentaje de error es mínimo y está debajo del rango de  $\pm 2\%$  permitido para equipos médicos.

En forma general se cumple en forma satisfactoria el funcionamiento del electrocardiógrafo así como también su transmisión a través del Internet

### **3.2.4 Análisis de la prueba de trasmisión en Internet.**

La utilización del protocolo VNC para la trasmisión de la señal a través del Internet permitió la actualización de los datos en el sistema, de manera sencilla, rápida y eficiente.

Al tener una dirección IP fija se publico y actualizo los datos de la página Web continuamente.

### 3.3 Análisis económico

Este trabajo pretende cumplir tres puntos esenciales.

El primero, es que se pretende obtener un sistema técnicamente útil aprovechando todas las herramientas tecnológicas y los conocimientos adquiridos en el transcurso universitario. El segundo, tiene como fin la construcción de un sistema de telecardiología que permite registrar ECGs e información relevante para el diagnóstico y seguimiento clínico del cardiópata, mediante este sistema, el servicio prestado al paciente mejora la calidad de atención, reduciendo los tiempos de espera y aumentando la comodidad para el mismo. Y el ultimo punto es que esté sea de bajo costo para un presupuesto pequeño, por lo que se detalla a continuación como se logran estos objetivos.

Para alimentación del circuito se construyo una fuente dual de  $\pm 9V$  y  $\pm 5V$ , la que permitirá dar los voltajes y corrientes necesarios para el funcionamiento del sistema

**Tabla 3.2: Costos de los componentes de la fuente de alimentación**

<b>Cant.</b>	<b>Equipo</b>	<b>Costo Unidad (USD)</b>	<b>Costo Total (USD)</b>
1	Transformador 9Vrms	3,50	3,50
8	Capacitores Cerámicos	0,20	1,60
2	Capacitores electrolíticos	0,40	0,80
1	Puente rectificador de diodos 1A	0,80	0,80
1	L7805	0,80	0,80
1	L7905	0,80	0,80
1	L7809	0,80	0,80
1	L7909	0,80	0,80
1	Circuito Impreso	6,00	6,00
<b>TOTAL (incluye IVA):</b>			<b>15,90</b>

Para el monitoreo y control es necesaria la adquisición de datos, por lo que es indispensable construir una tarjeta de acondicionamiento de la señal la misma que la adecuará a niveles de voltaje óptimos, reduciendo ruido y perturbaciones presentes en el sistema.

**Tabla 3.3: Costos de los componentes de la tarjeta de acondicionamiento de señal**

Cant.	Equipo	Costo Unidad (USD)	Costo Total (USD)
1	Multiplexor NTE 4097B	5,30	5,30
5	Amplificador operacional LF347	0,80	4,00
3	Resistencia de precisión 10 K $\Omega$	0,20	0,60
20	Resistencias de ½ Watt	0,04	0,80
9	Potenciómetros multivuelta	1,00	9,00
9	Capacitores	0,08	0,72
6	Borneras de 2 pines	0,30	1,80
1	Circuito impreso	14,00	14,00
<b>TOTAL (incluye IVA):</b>			<b>36,22</b>

Para la adquisición de la señal se utilizó la tarjeta NI USB 6009, la cual consta de 12 salidas digitales, 4 entradas análogas, posee un puerto de comunicación de tecnología innovadora permitiendo la conexión con la PC a través del puerto USB. Se debe indicar que la tarjeta utilizada es la que se dispone en el laboratorio, pudiéndose utilizar la tarjeta NI USB 6008 que cumple con los requerimientos necesarios del sistema y es asequible a cualquier tipo de usuario por su bajo costo.

**Tabla 3.4: Costos de la tarjeta de adquisición de datos**

Cant.	Equipo	Costo Unidad (USD)	Costo Total (USD)
1	Tarjeta NI USB 6009	400	400,00
1m	Cable UTP cat 5e	0,40	0,40
1	Caja de mica 16x11x10	10	10
<b>TOTAL (incluye IVA):</b>			<b>410,40</b>

El costo total que un paciente debería cancelar por la obtención del módulo es de 462,52 dólares americanos, en este rubro no se toma en cuenta el costo del programa Labview debido a que el software de adquisición de datos será entregado en forma de un archivo ejecutable sin costo alguno.

Para conocer el costo total del proyecto, debe añadirse el rubro de la mano de obra de ingeniería. Aún, cuando no existe una regla definida para la estimación del costo del software y de la ingeniería, para diseño y elaboración de la programación de las interfaces graficas tendrán un costo que será detallado en la siguiente tabla, aplicando la regla de Cocomo, dicha regla establece la siguiente expresión.

$$\text{Costo(USD)} = K \times N^{\circ} . \text{horas} . \text{personas} \quad (\text{ec. 3.1})$$

Siendo.

*K= Valor hora profesional en USD, estimado en 15 USD*

Considerando que para el rubro de ingeniería intervienen dos personas con una carga laboral neta de 20 días y 5 horas diarias, y para el desarrollo de dicho proyecto se utiliza algunos recursos de investigación los cuales se detallan a continuación:

**Tabla 3.5: Costos de desarrollo del prototipo**

Item	Descripción	Horas Uso	Costo (USD)
1	Ingeniería del proyecto	100	1500,00
2	Internet	40	32,00
3	Movilización	---	40,00
4	Impresiones	---	30,00

Por lo tanto, el costo del proyecto es la suma de los rubros de los componentes electrónicos y de la mano de obra, obteniendo la cantidad de 2064,52 dólares americanos.

## CAPITULO IV

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Diseñar e implementar un ECG no es una tarea fácil ya que es un sistema muy delicado y sensible a ruidos y a interferencias. Al término del presente trabajo se ponen a consideración las conclusiones y recomendaciones alcanzadas durante las experiencias obtenidas en el transitar de la ejecución del proyecto, a la espera de aportar con futuros trabajos sobre todo en el área de la biomedicina. La cantidad y calidad de los posibles trabajos futuros demostraran la validez de la afirmación en el aspecto académico.

#### 4.1 Conclusiones

- Al finalizar el proyecto se logro cumplir el objetivo final trazado que fue diseñar e implementar un electrocardiógrafo portátil para monitorización y telemetría domiciliaria en pacientes con patologías cardíacas.
- Luego de varios meses de estudio teórico y de trabajo con componentes electrónicos, se logró montar un circuito de acondicionamiento de la señal que permita la adquisición simultánea de seis derivaciones, por lo que fue necesario contar con amplificadores de alta impedancia de entrada.
- Se seleccionó el lenguaje de programación Labview, el cual contribuyó de manera significativa a lograr mayor precisión en la detección y el análisis de la señal tomada por el prototipo de electrocardiógrafo. El desarrollo aquí presentado muestra la potencialidad de este tipo de lenguaje de programación y la posibilidad de contar, en corto tiempo de desarrollo, con

instrumentos virtuales capaces de adquirir y procesar bioseñales en tiempo real.

- Por lo visto en la parte introductoria las señales de electrofisiología son de muy bajo nivel lo que las hace susceptibles a ruido e interferencia que introducen fuentes externas e internas al circuito que adquiere y muestra la señal. Que las señales sean tan pequeñas, motiva una gran amplificación, los elementos de construcción del amplificador hacen que la amplificación se haga en varias etapas.
- Otro elemento de diseño es la zona en frecuencia que se desea relevar, pues queremos eliminar componentes en frecuencia que no aportan información de la señal. Este parámetro de diseño determina las frecuencias de corte de los filtros a implementar.
- En cuanto a la eliminación de ruido en la parte digital se aplicó, la transformada Wavelet Daubechies D4 la cual tiene una ligera superioridad computacional y su conceptualización es más compleja con respecto a otro tipo de Wavelet; es por esto que la familia Daubechies representa en mejor forma el comportamiento polinomial para la codificación de señales, por lo que es muy utilizada fundamentalmente en ingeniería e informática
- Se implementó interfaces gráficas minimalistas, es decir, que deben contener la información necesaria y no abundante de manera que sean amigables para el usuario final, el mismo que no está obligado a conocer los detalles técnicos del diseño en el diagrama de bloques que se encuentra ejecutado. Se ha contado con la colaboración de cardiólogos, de cuya experiencia se obtuvo la información necesaria para concretar las diferentes opciones de la aplicación.
- Haciéndose uso de las tecnologías de la información, se implementó una base de datos, la cual contiene información médica necesaria de los



pacientes que demandan de dicho servicio, permitiéndose de esta manera realizar una gestión centralizada y segura por parte del médico encargado.

- El sistema que se ha desarrollado se destaca por su bajo costo, y portabilidad. La capacidad de poder monitorear ininterrumpidamente la señal de ECG de un paciente durante un tiempo ilimitado, la capacidad de visualizar las imágenes desde cualquier PC que opere con el sistema operativo Windows, y la transmisión por el puerto USB que es muy admisible por las computadoras en la actualidad, permitiendo su uso desde cualquier lugar. El método de adquisición y procesamiento expuesto ha demostrado ser eficiente y fiable.
- Una de nuestras metas a futuro es que este dispositivo tenga aceptación entre los médicos de nuestra comunidad a fin de que la comunidad médica pueda hacer uso de esta herramienta que está al alcance de la economía general.

#### **4.2 Recomendaciones**

- En el caso de no utilizar cable blindado trenzar los cables desde el equipo hasta el paciente, disminuyendo así el área de flujo del campo magnético y en consecuencia disminuir la corriente inducida.
- Para la medición de señales fisiológicas, se hace difícil la utilización de implementos electrónicos que no son específicamente para este propósito, pues son señales muy débiles e inestables, por lo que se aconseja utilizar dispositivos de propósito especial..
- Mantener los electrodos lo más limpios posibles y utilizar algún método para disminuir la resistencia eléctrica entre la piel y el electrodo.

- El paciente se debe de mantener lo más quieto posible para no introducir ruido a señal que se esté tomando, e interferir con las mediciones que se realicen.
- Se recomienda hacer convenios con Instituciones de Salud en las que se puedan desarrollar proyectos prácticos de Biomedicina durante el transcurso del semestre que contiene esta materia como evaluación práctica de conocimientos
- La ESPE sede Latacunga debe ir actualizando constantemente sus instalaciones como avanza la tecnología, principalmente en la materia de Biomedicina, ya que el equipo existente es limitado para la realización de las prácticas y no permite el correcto entendimiento de los conocimientos teóricos

## BIBLIOGRAFÍA Y ENLACES

### BIBLIOGRAFÍA:

1. BEESON Paúl. McDERMOTT Walsh, Tratado de Medicina Tomo I, Editorial Interamericana, 16va ed, España 1980.
2. GARDNER Ernest. GRAY Donald J. O`RAHILLY Ronan, Anatomía: Estudio por Regiones del Cuerpo Humano, Editorial Salvat, 5ta ed., México 1995
3. GUYTON Arthur C, Tratado de Fisiología Médica, Editorial Interamericana, 5ta ed., México 1998
4. GONZÁLEZ, Raúl, Análisis Computadorizado de Electrocardiogramas: Cuaderno de Ingeniería Biomédica, Editorial Salvat, 13va ed, Argentina 1997.
5. DEL ÁGUILA Carlos, Electromedicina, Editorial Hispano Americana, 2da ed, México 1993
6. SAMANIEGO Eduardo. ESCALERAS Ramiro, Enciclopedia del Cuerpo Humano, Editorial Interamerica, 9na ed, España 1999.
7. ZERQUERA Fernando, Manual de Electrocardiografía Práctica, Editorial Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas de la Universidad Central del Ecuador, 6ta ed. Quito 2002.
8. BLAKISTON Jhon, Diccionario Breve de Medicina, Ediciones Científicas, 12da ed, España 1973.

9. CISCO Systems, CCNA 2: Principios Básicos de Routers y Enrutamiento, Estados Unidos 2006

**ENLACES:**

1. <http://www.estafilococo.com.ar/electrocardiol.htm>
2. <http://www.mailxmail.com/curso/vida/electrocardiograma>
3. <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo56/capitulo56.htm>
4. <http://www.svnp.es/Documen/ecg.htm>
5. <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>
6. <http://www.zaindu.com/reconocimiento/ekg.htm>
7. <http://www.medvoice.de/esp/u6/u6.htm>
8. <http://www.medigraphic.com/espanol/e-htms/e-archi/e-ac2002/e-ac02-2/em-ac022i.htm>
9. [http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp\\_imagepages/8772.htm](http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/8772.htm)
10. [http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult\\_cardiac\\_sp/electro.cfm](http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult_cardiac_sp/electro.cfm)
11. <http://www.misalud.com/ecg.html>
12. [http://www.fundaciondelcorazon.com/desc\\_pac\\_electrocardiograma.htm](http://www.fundaciondelcorazon.com/desc_pac_electrocardiograma.htm)
13. <http://www.hospitaldantoni.org/electro.htm>
14. <http://www.biosigno.com/ComunidadM/Electrocardio/Electrocardio.html>
15. <http://www.wordreference.com/definicion/electrocardiograma>
16. [www.ewh.ieee.org/sb/mexico/techpapers/vectoelectrocardiograma.pdf](http://www.ewh.ieee.org/sb/mexico/techpapers/vectoelectrocardiograma.pdf)
17. [www.fac.org.ar/ccvc/llave/tl152/tl152.pdf](http://www.fac.org.ar/ccvc/llave/tl152/tl152.pdf)

18. [www.fac.org.ar/ccvc/llave/tl152/tl152.pdf](http://www.fac.org.ar/ccvc/llave/tl152/tl152.pdf)
19. [http://bvs.sld.cu/revistas/mgi/vol22\\_1\\_06/mgi11106.htm](http://bvs.sld.cu/revistas/mgi/vol22_1_06/mgi11106.htm)
20. [https://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina\\_rodriguez/node43.html](https://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina_rodriguez/node43.html)
21. <http://www.fondef.cl/fondef/informativo/articulo%20proyectos%20tics.html>
22. [http://www.vicomtech.es/castellano/html/proyectos/index\\_proyecto34.html](http://www.vicomtech.es/castellano/html/proyectos/index_proyecto34.html)
23. <http://www.svcario.org/formacion/revisiones/opinion/5.asp>
24. <http://proton.ucting.udg.mx/expodec/sep98/memoria/cc21/cc21.html>

# ANEXO A

## GLOSARIO DE TÉRMINOS

### A

<b>Abrasivos:</b>	<i>Dicho de un producto que sirve para desgastar o pulir, por fricción, sustancias duras como metales, vidrios, etc</i>
<b>Activex:</b>	<i>Tecnología de Microsoft para el desarrollo de páginas dinámicas. Son pequeños programas que se pueden incluir dentro de páginas Web y sirven para realizar acciones de diversa índole</i>
<b>ADO:</b>	<i>Activex Data Object</i>
<b>Anomalia:</b>	<i>Malformación, alteración biológica, congénita o adquirida.</i>
<b>Arteria:</b>	<i>Cada uno de los vasos que llevan la sangre desde el corazón a las demás partes del cuerpo</i>
<b>Arritmia:</b>	<i>Irregularidad y desigualdad en las contracciones del corazón.</i>
<b>Asimetría:</b>	<i>Que carece de simetría.</i>
<b>aVR:</b>	<i>Derivación Monopolar aVR</i>
<b>aVL:</b>	<i>Derivación Monopolar aVL</i>
<b>aVF:</b>	<i>Derivación Monopolar aVF</i>
<b>Applet:</b>	<i>Subprograma realizado en lenguaje Java</i>
<b>Aurícula:</b>	<i>Cavidad del corazón que recibe sangre de los vasos sanguíneos</i>
<b>Autenticar:</b>	<i>Autorizar o legalizar algo</i>

### B

<b>Bifásica:</b>	<i>Señal que posee una porción positiva y otra negativa</i>
<b>Biopotenciales:</b>	<i>Potenciales generados por el cuerpo humano, los cuales pueden ser percibidas a través de electrodos</i>
<b>Bipolaridad:</b>	<i>Polo positivo menos polo negativo</i>
<b>Bradycardia:</b>	<i>Ritmo cardíaco más lento que el normal</i>

### C

<b>Célula:</b>	<i>Unidad fundamental de los organismos vivos, capaz de reproducción independiente y formada por un citoplasma y un núcleo rodeados por una membrana</i>
<b>CGI:</b>	<i>Common Gateway Interface (Interfase Común de Gateway)</i>
<b>Ciclo cardíaco:</b>	<i>Conjunto de una serie de señales cardiacas que se repiten ordenadamente</i>
<b>CMRR:</b>	<i>Relación Rechazo en Modo Común</i>
<b>Colágeno:</b>	<i>Perteneciente o relativo a una proteína fibrosa del tejido conjuntivo, de los cartílagos y de los huesos, que se transforma en gelatina por efecto de la cocción</i>
<b>Complejo Atrial:</b>	<i>Primera deflexión ascendente, Onda P</i>
<b>Congénita:</b>	<i>Que engendra juntamente con algo.</i>
<b>Crosstalk:</b>	<i>Ruido que introduce perturbaciones en una señal</i>
<b>Cuantificación:</b>	<i>Expresar numéricamente una magnitud.</i>

### D

<b>Derivación:</b>	<i>Acción y efecto de sacar o separar una parte del todo</i>
--------------------	--

<b>Dermis:</b>	<i>Capa conjuntiva que forma parte de la piel de los vertebrados, más gruesa que la epidermis y situada debajo de esta</i>
<b>Despolarizar:</b>	<i>Eliminar o interrumpir el estado de polarización.</i>
<b>Diástole:</b>	<i>Movimiento de dilatación del corazón y de las arterias, cuando la sangre penetra en su cavidad.</i>
<b>DNS:</b>	<i>Domain System Name</i>
<b>DLL:</b>	<i>Data Link Library</i>
<b>D1:</b>	<i>Derivación Bipolar I</i>
<b>D2:</b>	<i>Derivación Bipolar II</i>
<b>D3:</b>	<i>Derivación Bipolar III</i>

## **E**

<b>ECG:</b>	<i>Electrocardiógrafo</i>
<b>Electrodo:</b>	<i>Extremo de un conductor que recibe o lleva una corriente eléctrica.</i>
<b>Endocardio:</b>	<i>Membrana serosa que tapiza las cavidades del corazón</i>
<b>Electrolitos:</b>	<i>Sustancia que se somete en disolución mediante la corriente eléctrica</i>
<b>Equipotencial:</b>	<i>Igual potencial Eléctrico</i>
<b>Espurio:</b>	<i>Acción que degenera de su origen o naturaleza</i>

## **F**

<b>fc:</b>	<i>Frecuencia cardiaca</i>
<b>Fibrilación:</b>	<i>Contracción espontánea e incontrolada de las fibras del músculo cardíaco</i>
<b>Filtro</b>	<i>Filtro que entrega a su salida una respuesta plana debido a que no presenta rizado.</i>
<b>Butterworth:</b>	
<b>FTP:</b>	<i>Protocolo de transferencia de archivos</i>

## **G**

<b>Grafoelementos:</b>	<i>Representación grafica de una señal</i>
------------------------	--

## **H**

<b>Haz de his:</b>	<i>Conduce el impulso desde las aurículas hasta los ventrículos</i>
<b>Hipertrofia:</b>	<i>Aumento excesivo del volumen de un órgano.</i>
<b>Hipodérmica:</b>	<i>Que está o se pone debajo de la piel</i>
<b>HMI:</b>	<i>Human machine Interface</i>
<b>HTML:</b>	<i>HyperText Markup Language</i>

## **I**

<b>Impedancia:</b>	<i>Relación entre la tensión alterna aplicada a un circuito y la intensidad de la corriente producida. Se mide en ohmios</i>
<b>Infarto:</b>	<i>Aumento de tamaño de un órgano enfermo.</i>
<b>Interferencias:</b>	<i>Aumento, disminución o anulación de la señal original</i>
<b>Intracelular:</b>	<i>Que está situado u ocurre dentro de la célula.</i>
<b>IP:</b>	<i>Protocolo Internet</i>
<b>Isoeléctrico:</b>	<i>Iguals niveles de electricidad</i>
<b>Isquemia:</b>	<i>Disminución del flujo de sangre oxigenada a un órgano debido a la obstrucción de una arteria.</i>



## **J**

**JAVA:** *Lenguaje de programación desarrollada por Sun Microsystems. Es simultáneamente una tecnología multiplataforma e independiente, posible gracias a un lenguaje de programación gráfica, es decir es una especie de lenguaje universal, un puente entre sistemas*

## **L**

**LA:** *Brazo izquierdo*  
**LAN:** *Red de área local*  
**Lenguaje G:** *Lenguaje de programación gráfico*  
**LL:** *Pierna izquierda*

## **M**

**Marcapasos:** *Aparato electrónico de pequeño tamaño que excita rítmicamente al corazón incapaz de contraerse por si mismo con regularidad*  
**Melanocito:** *Pigmento de color negro o pardo negruzco que existe en forma de gránulos en el citoplasma de ciertas células de los vertebrados*  
**Miocardio:** *Parte muscular del corazón situada entre el pericardio y el endocardio.*

## **N**

**NIC:** *Network Interface Card*  
**Nodo SA:** *Nodo sinusal*

## **O**

**ODBC:** *Open Data Base Connection*

## **P**

**Papilas:** *Cada una de las pequeñas prominencias cónicas, generalmente sensoriales, formadas en la piel y en las membranas mucosas, especialmente de la lengua, por las ramificaciones de los nervios y de los vasos*  
**Patología:** *Conjunto de síntomas de una enfermedad*  
**PC:** *Personal computer*  
**Pericarditis:** *Inflamación aguda del pericardio*  
**Permeable:** *Que puede ser penetrado o traspasado por el agua u otro fluido.*  
**Plug-in:** *Programa ejecutable que instala ciertas características adicionales a la PC*  
**Precordial:** *Parte del pecho que corresponde al corazón.*  
**PVC:** *Contracción ventricular prematura*

## **Q**

**QRS:** *Parte de la señal cardiaca que representa la despolarización ventricular*

## **R**

**RA:** *Brazo derecho*  
**Red de Wilson:** *Red resistiva encargada de obtener todas las derivaciones existentes*

*desde DI hasta aVF, en base al potencial bioeléctrico que es generado por las células del corazón.*

**RFB:** *Trama de Buffer Remoto*  
**RL:** *Pierna derecha*  
**RSE:** *Reference Single Ended ( Referenciado a una Tierra Común)*

## **S**

**Sístole:** *Movimiento de contracción del corazón y de las arterias para empujar la sangre que contienen.*  
**SQL:** *Structure Query Language*  
**SSH:** *Secure Shell Client*

## **T**

**TCP/IP:** *Protocolo de control de transporte/protocolo Internet*  
**Taquicardia:** *Frecuencia excesiva del ritmo de las contracciones cardíacas*  
**Telediagnóstico:** *Consiste en evaluar o asistir en la evaluación médica de un paciente desde un centro hospitalario que se encuentre distante, haciendo uso de las telecomunicaciones para llevar a cabo esta acción*  
**Telemedicina:** *Prestación de servicios de medicina a distancia, procede del Griego  $\tau\epsilon\lambda\epsilon$  (tele) que significa 'distancia' y medicina.*  
**Trazado basal:** *Grafica que muestra el nivel de actividad de una función orgánica durante el reposo y el ayuno*

## **U**

**Umbral:** *Valor mínimo de una magnitud a partir del cual se produce un efecto determinado.*

## **V**

**Vena:** *Cada uno de los vasos o conductos por donde retorna la sangre al corazón*  
**Ventrículo:** *Cavidad del corazón que recibe sangre de una aurícula y la impulsa por el sistema arterial.*  
**VI:** *Instrumento Virtual*  
**Viewer:** *Cliente en el protocolo VNC*  
**VNC:** *Virtual Network Computing*

## **W**

**Wavelets:** *Funciones matemáticas que dividen los datos en diferentes componentes de frecuencia*  
**Web Browser:** *Programa que permite la navegación a través del Internet.*

# **ANEXO C**

## MANUAL DE USUARIO

1. Seleccione el VI Inicio, esta pantalla solicitará el nombre de usuario y su respectiva contraseña. Tener en cuenta el uso de mayúsculas y minúsculas para que no existan conflictos al momento de ingresar estos parámetros.

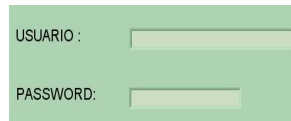
Un formulario de inicio de sesión con un fondo verde claro. Hay dos campos de entrada de texto: el superior está etiquetado como 'USUARIO:' y el inferior como 'PASSWORD:'. Ambos campos tienen un cursor de texto visible.

Fig c.1: Ingreso de contraseña

De haberse ingresado un nombre de Usuario o Password incorrecto en la parte inferior de esta pantalla existen botones para limpiar, o salir de esta pantalla cuando se desee corregir o salir del sistema respectivamente, como se muestra en la figura c.2.



Fig c.2: Botones

2. Existen dos tipos de usuarios, el Administrador y el Usuario cada uno con sus privilegios. El Administrador puede realizar la Gestión de la base de datos donde se almacena la información personal de cada uno de los pacientes, la toma y visualización de las señales del ECG, mientras que el Usuario por tener menor privilegio solamente puede ejecutar el Electrocardiograma ya sea en forma local o remota, además la visualización de los exámenes anteriormente realizados a pacientes. Si el usuario o contraseña es errónea aparecerá un mensaje indicando esta condición
3. Si se ingresó con contraseña de Administrador, aparecerá la pantalla de Gestión de la base de datos la cual presenta una tabla en donde se puede visualizar información relevante de todos los pacientes que han atendido. Al lado derecho de la pantalla se encuentra un Menú el cual contiene las siguientes opciones de gestión. , como se indica en la figura c.3.

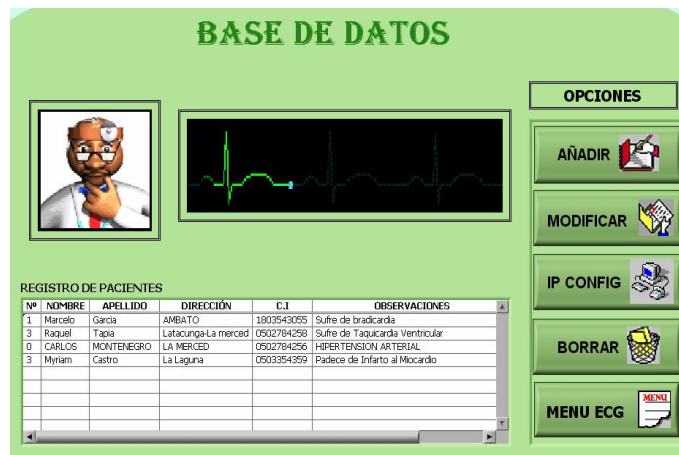


Figura c.3: Configuración del Panel Base de datos

- Si se elige la opción **Añadir**, esta llamará a una pantalla secundaria en donde se procederá a ingresar la información personal de un nuevo paciente que será almacenada en la base de datos. Como se presenta en la siguiente figura

Figura c.4: Configuración del Panel Nuevo Usuario

- Si se elige la opción **Modificar**, aparecerá una nueva pantalla en la cual se ingresará la cédula de identidad de un paciente que conste en los registros, una vez presionado el botón Ok se recuperará de la Base de Datos la Información personal del mismo. Permitiendo de esta manera corregir los

parámetros que necesiten ser actualizados. Los parámetros a modificar son Dirección, Teléfono y Observaciones.

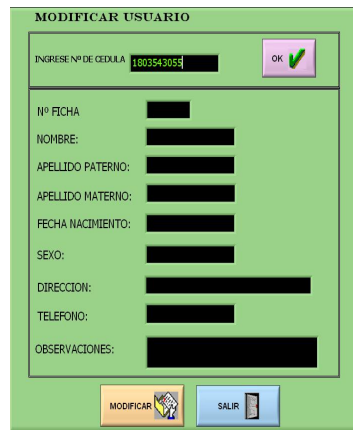


Figura c.5: Configuración del Panel Modificar Usuario

- Si se elige la opción **IpConfig** presentará una pantalla en la cual se ingresará la información acerca del módulo remoto que será entregado al paciente. Al igual que en el paso anterior se necesitará el ingreso del número de cédula para poder añadir a la base de datos la información complementaria de cada paciente. Esta información será la Dirección IP, la contraseña de autenticación y el N° de módulo

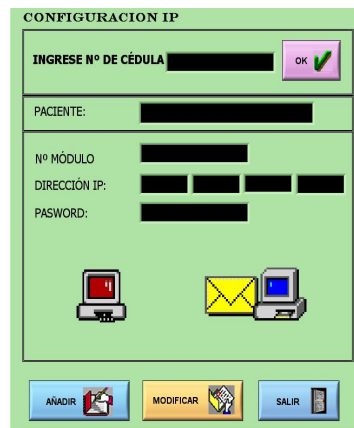


Figura c.6: Configuración del Panel Configuración IP

- La opción borrar permite eliminar de la base datos al paciente que ya no requiera de este servicio. Como en los pasos anteriores se ingresará la

cedula de identidad para poder recuperara todos los registros a ser borrados.

- Si el Administrador elige la la opción **Menú ECG** o si se ingresa la contraseña de Usuario permitirá la visualización de un nueva pantalla la que presentará un nuevo Menú de opciones que facilitará la toma, visualización local, remota o desde un archivo de un Electrocardiograma. Como se indica en la siguiente figura

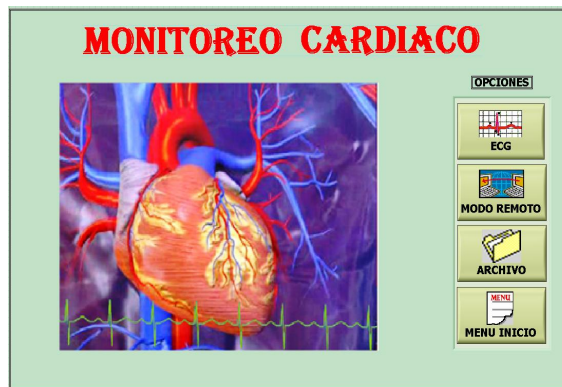


Figura c.7: Configuración del Panel Monitoreo Cardiaco

- La opción **ECG** permite observar la señal del ECG tomada al paciente en una nueva pantalla que contiene dos pestañas de selección para la visualización de las derivaciones Monoplares y tres Derivaciones Bipolares respectivamente



Figura c.8: Pestañas de selección de derivación

- Cada pestaña contiene indicadores que muestran la frecuencia cardiaca en latidos por minuto, así como también se muestra el intervalo RR y un diagnostico general de tres estados: Taquicardia, Normal o Bradicardia. Además para la selección de las derivaciones se utilizan switches, que se activaran uno a la vez, es decir, estos switches tiene la protección de no

activar más derivaciones hasta que se termine de ser tomada la derivación en estudio.



Figura c.9: Configuración del Panel ECG

11. Una vez terminada la adquisición de las señales aparecerá un cuadro de dialogo en el cual se ingresara el nombre del archivo a ser guardado en una carpeta destinada para este tipo de información, que servirá para su posterior visualización.
12. Si usted elige la opción **MODO REMOTO**, podrá controlar y monitorear en tiempo real el desarrollo de la adquisición de la señales del módulo ECG, para ello se debe ingresar previamente el número de cédula del paciente a ser atendido, se acepta el pedido presionando el botón OK , lo que permitirá mostrar el nombre del paciente, dirección IP y la clave con la que ingresa al servicio a través de Internet. Con estos datos ya conocidos se procede a cargar la página con la ayuda del botón LOAD, con el cual se cumplirá el objetivo de esta interfaz, como se muestra en la siguiente figura



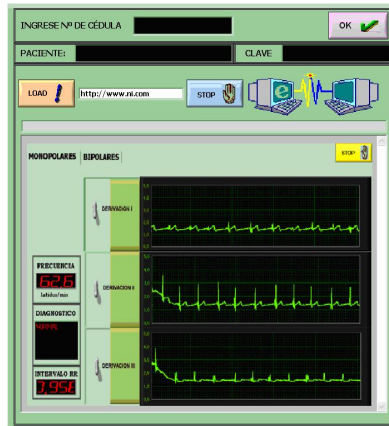


Figura c.10: Configuración del Panel Modo Remoto

13. Al elegir la opción **ARCHIVO** permitirá a este tipo de usuario visualizará las seis señales de ECG en una misma pantalla que han sido tomadas de un paciente anteriormente para un diagnostico más detallado.



Figura c.11: Configuración del Panel Revisión de Archivos

14. Al apastar Stop se regresara al Menú Principal. Pudiendo seleccionar una nueva medición o salir del programa

Latacunga, febrero del 2007

**ELABORADO POR:**

---

Marcelo García Sánchez

---

Jessy Tapia Palma

**APROBADO POR:**

---

Ing. Armando Álvarez  
DIRECTOR DE LA CARRERA DE ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN.

**CERTIFICADO POR:**

---

Dr. Eduardo Vázquez  
SECRETARIO ACADÉMICO