

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Electricidad y
Computación**

“Monitorización de parámetros corporales a través de la PC y
visualización de los mismos a través de la Web”

TÓPICO DE GRADUACIÓN

Previo la obtención del Título de:

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD
Especialización: Electrónica y Automatización
Industrial**

Especialización: Telecomunicaciones.

Presentada por:

Julio Oswaldo Campoverde Cárdenas.

Manuel Enrique Zatzabal Cabrera.

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2005

AGRADECIMIENTO

A Dios, a nuestros padres que nos han impulsado en el trayecto de nuestras vidas y a todos los catedráticos, los cuales nos supieron transmitir sus conocimientos, en especial al Ing. Miguel Yapur, por ser un excelente guía en la terminación de nuestras carreras.

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido de este Trabajo de Tópico, nos corresponden exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”

(Reglamento de Graduación de la ESPOL).

Julio O. Campoverde C.

Manuel E. Zatzabal C.

TRIBUNAL DE GRADO

Ing. Hernán Gutiérrez.
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO.

Ing. Miguel Yapur A.
DIRECTOR DE TÒPICO

Ing. Dennys Cortez.
VOCAL PRINCIPAL

Ing. Holger Cevallos U.
VOCAL PRINCIPAL

RESUMEN

Debido al avance tecnológico que sucede actualmente en nuestro medio, especialmente en el campo de la Electrónica y sus aplicaciones, nuestra propuesta consiste en construir un módulo de acondicionamiento que permita ajustar potenciales biomédicos a niveles de voltaje adecuados para instrumentos de medición.

La contribución de este módulo es la de complementar conocimientos teóricos, como también la aplicación del software en la adquisición de señales biomédicas , enfocado básicamente para uso de Telemedicina , facilitando al médico una manera más moderna de realizar un chequeo rutinario de temperatura y de electrocardiograma de su paciente.

INDICE GENERAL

	Pág.
RESUMEN.....	V
ÍNDICE GENERAL.....	VI
ABREVIATURAS.....	VIII
SIMBOLOGÍA.....	X
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XI
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIII
INTRODUCCIÓN.....	1

CAPÍTULO I CONCEPTOS BÁSICOS DEL EKG.

1.1 Introducción.....	2
1.1.1 Origen de los potenciales bioeléctricos.....	3
1.1.2 Rango de los fenómenos bioeléctricos.....	9
1.2 Electrodos.....	11
1.2.1 Tipos de electrodos.	13
1.3 Fuentes de ruido e interferencia en el EKG.	14
1.3.1 Ruido de electromiograma (EMG).....	16
1.3.2 Ruido de electrodo.....	17
1.3.3 Ruido del sistema de medida.....	20
1.3.4 Interferencias en el sistema de medida.....	20
2.5 Derivaciones del EKG.....	22
2.5.1 Derivaciones Unipolares.....	23
2.5.2 Derivaciones Bipolares.....	25

CAPÍTULO II DISEÑO DEL MÓDULO DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES.

2.1 Descripción general de la etapas del circuito del

EKG.	26
2.2 Descripción general del circuito de temperatura corporal.....	32
2.3 Bloque detector de picos QRS de la onda del EKG. ..	36

CAPÍTULO III

INTERACTUANDO CON EL SOFTWARE LABVIEW 6.1.

3.1 Introducción a LabView 6.1.....	39
3.2 Descripción del panel frontal y diagrama de bloques...	42
3.3 Configuración de canales de entrada y salida.....	47
3.4 Descripción de las principales funciones de las herramientas utilizadas.....	53
3.5 Publicación de un panel frontal en la Web.	59
3.6 Descripción del programa desarrollado en LabView 6.1.....	64

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS.

4.1 Lista de materiales.....	70
4.2 Distribución y ubicación de los componentes.....	70
4.3 Operación del EKG con el simulador y con pacientes.....	76
4.4 Discusión de resultados experimentales	77

Conclusiones y Recomendaciones.

Apéndices.

Apéndice A1 Manual del usuario.

Apéndice A2 Generalidades del opto-acoplador.

Bibliografía.

ABREVIATURAS

A	Ganancia del amplificador.
aVF	Derivación unipolar.
aVL	Derivación unipolar.
aVR	Derivación unipolar.
BPM	Latidos por minuto.
BW	Ancho de banda.
Complejo QRS	Segmento característico de la señal cardiaca.
CTg	Terminal central de Goldberger.
CTw	Terminal central de Wilson.
DI	Derivación bipolar uno.
DII	Derivación bipolar dos.
DIII	Derivación bipolar tres.
dV/dt	Variación de voltaje frente a variación de tiempo.
EKG	Electrocardiógrafo.
F	Faradios.
f_c	Frecuencia Central.
f_H	Frecuencia de corte superior.
f_L	Frecuencia de corte inferior.
G	Lenguaje de programación grafico
Hz	Hertz.
IC	Circuito Integrado.
IRED	Diodo Emisor de Infrarrojo.
K	Kilo (10^3).
LA	Electrodo que va en el brazo izquierdo.
LED	Diodo Emisor de Luz.
M	Mega (10^6).
n	Nano (10^{-9}).
Nodo SA	Nodo sinoatrial.
Onda P	Onda característica de la señal cardiaca.
Onda T	Onda característica de la señal cardiaca.

p	pico (10^{-12}).
RA	Electrodo que va en el brazo derecho.
Rf	Resistencia en el lazo de retroalimentación.
Ri	Resistencia a la entrada del circuito.
RL	Electrodo que va en la pierna derecha.
V1	Derivación unipolar 1.
V2	Derivación unipolar 2.
V3	Derivación unipolar 3.
V4	Derivación unipolar 4.
V5	Derivación unipolar 5.
V6	Derivación unipolar 6.
Vcc	Voltaje continuo.
VI	Instrumento virtual.
μ	Micro (10^{-6}).
?	Ohmios.

SIMBOLOGÍA

C	Capacitor.
°C	Grados Centígrados
Cl ⁻	Cloro.
D	Diodo.
f	Frecuencia.
I	Corriente.
K ⁺	Potasio
°K	Grados Kelvin.
mV	Milivoltios
Na ⁺	Sodio.
R	Resistor
t	Tiempo.
T	Temperatura del sensor en °C.
V	Voltaje.
Vs	Voltaje de salida.

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1	Esquema iónico de la célula..... 4
Figura 1.2	Estructura eléctrica del corazón..... 7
Figura 1.3	Célula del miocardio polarizada..... 9
Figura 1.4	Célula del miocardio despolarizada..... 10
Figura 1.5	Electrodos de ventosa o succión..... 14
Figura 1.6	Electrodo de pinza..... 14
Figura 1.7	Electrodo desechable..... 14
Figura 1.8	Localización de los electrodos..... 24
Figura 2.1	Amplificador de instrumentación y filtro pasa banda..... 30
Figura 2.2	Filtro Notch y etapa del opto-acoplador..... 32
Figura 2.3	Curva del sensor LM335..... 33
Figura 2.4	Circuito de temperatura corporal..... 35
Figura 2.5	Forma de la onda cardiaca..... 37
Figura 2.6	Bloque detector de pico QRS..... 38
Figura 3.1	Panel frontal de un VI. 43
Figura 3.2	Diagrama de Bloques de un VI..... 45
Figura 3.3	Crear nuevo canal de entrada o salida..... 48
Figura 3.4	Tipo de canal virtual..... 49
Figura 3.5	Rango de canal virtual..... 50
Figura 3.6	Tipo de señal a adquirir..... 51
Figura 3.7	Verificar canal creado 52
Figura 3.8	Paleta de herramientas..... 55
Figura 3.9	Panel de control..... 55
Figura 3.10	Paleta de funciones..... 56
Figura 3.11	Tipos de estructuras..... 57
Figura 3.12	Diferentes opciones de comparar datos..... 57

Figura 3.13	Adquisición de datos.....	58
Figura 3.14	Diferentes opciones para ficheros.....	59
Figura 3.15	Configurar el Web Server.....	61
Figura 3.16	Publicación de un VI.....	62
Figura 3.17	Vista del panel frontal en Internet.....	63
Figura 3.18	Panel frontal del programa principal.....	69
Figura 3.19	Panel frontal del programa publicado en la Web	69
Figura 4.1	Onda cardiaca obtenida con el simulador....	77
Figura 4.2	Onda cardiaca de un paciente.	78

ÍNDICE DE TABLAS

		Pág.
Tabla 1	Derivaciones del EKG.....	23
Tabla 2	Elementos utilizados en el circuito del EKG.....	71
Tabla 3	Elementos utilizados en el circuito de temperatura corporal.....	72
Tabla 4	Distribución de los elementos utilizados en el circuito de temperatura corporal.....	73
Tabla 5	Distribución de los elementos utilizados en el circuito del EKG.....	74
Tabla 6	Distribución de los elementos utilizados en el circuito del opto-acoplador.	75

INTRODUCCIÓN

Para adquirir señales biomédicas del cuerpo humano es necesario emplear interfases físicas , para obtener la señal eléctrica del corazón y la temperatura corporal, las cuales están compuestas por electrodos, los cuales se acoplan a la piel y ,por un sensor que convierte niveles de temperatura a voltajes.

El trabajo que se presenta trata sobre la adquisición de señales biomédicas, como son la temperatura corporal y un EKG; para ser monitorizadas y visualizadas en la PC mediante un programa realizado en LabView 6.1.

En este proyecto perseguimos aplicar conocimientos teóricos , como también la aplicación del Software en la adquisición de señales biomédicas y Telemedicina.

CAPÍTULO 1

CONCEPTOS BÁSICOS DEL EKG.

1.1 INTRODUCCIÓN.

Para efectuar sus diversas funciones, algunos sistemas del cuerpo humano generan sus propias señales que tienen información útil sobre las funciones asociadas. Estas señales son los potenciales bioeléctricos los cuales son potenciales iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertas clases de células conocidas como células excitables que son componentes del tejido nervioso, muscular o glandular. Por medio de electrodos, los cuales convierten los potenciales iónicos en corrientes electrónicas, se pueden medir estas señales de monitorización naturales y presentar los registros de una forma

comprensible para ayudar al médico en el diagnóstico y tratamiento de varias enfermedades. Una de estas señales es el EKG que es el registro de la actividad eléctrica del corazón medida entre dos puntos de la superficie del cuerpo.

1.1.1 Origen de los potenciales bioeléctricos.

Básicamente en la célula se establece un potencial electronegativo en su interior y electropositivo en el exterior, situación que se modifica con el ingreso de ciertos iones y la salida de otros; así se produce un potencial de acción, que puede propagarse como onda a lo largo de todas las estructuras anatómicas que de un modo u otro son conductoras. El origen de la actividad electrofisiológica integrada, que finalmente muestra una forma característica, es la célula de tejido excitable que por medio de un complejo mecanismo de intercambio de iones desde y hacia el interior del líquido extracelular y que gracias a las propiedades de la membrana celular, producen el llamado

potencial de acción, el mismo que se representa como una onda con diferentes etapas temporales. Este evento electro- fisiológico, es susceptible de propagarse a cualquier extremo del organismo, desde donde puede captarse y registrarse con dispositivos electrónicos altamente sensibles, como el electrocardiógrafo (EKG) o el monitor de pantalla.

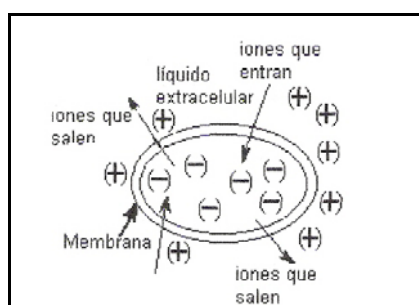


Figura 1.1.-Esquema iónico de la célula.

La actividad eléctrica del corazón es consecuencia del potencial eléctrico que generan las células miocárdicas como resultado de las diferencias en la composición iónica entre los medios intra y extracelular así como se muestra en la figura 1.1, además de la naturaleza semipermeable de la membrana celular. Los iones que originan la actividad eléctrica son sodio (Na), potasio (k), calcio

(Ca) y cloro (Cl), así como los aniones no difusibles intracelulares. Los iones difusibles más importantes son sodio (Na^+), potasio (K^+) y cloro (Cl^-). Una característica de la membrana cardiaca semipermeable es que permite fácilmente la entrada de iones de potasio pero bloquea la entrada de iones de sodio. Debido a que los distintos iones intentan un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, de acuerdo con la concentración y la carga eléctrica, la incapacidad del sodio de atravesar la membrana tiene dos consecuencias: En primer lugar, la concentración de iones positivos de sodio en el interior de la célula es mucho menor que en el líquido intercelular externo; por ello, el exterior de la célula será más positivo que el interior. En segundo lugar, en un intento de equilibrar la carga eléctrica, entrarán en la célula iones positivos de potasio adicionales produciendo una concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior. Sin embargo, este equilibrio de cargas no se puede lograr debido al desequilibrio en la concentración de iones de potasio. El equilibrio se alcanza con una diferencia de

potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior, creándose así un potencial bioeléctrico. La actividad electrocardiográfica es conocida desde hace mucho tiempo. Sabemos en detalle el origen de la auto-estimulación eléctrica (tejido marcapasos) y todo el mecanismo de propagación de los estímulos a través de la estructura muscular del corazón, hechos que se producen al mismo tiempo que van originando una correspondiente contracción del tejido muscular con el que se bombea la sangre. Estrechamente conectado con lo anterior se tiene el hecho de poder registrar experimentalmente tanto en el corazón mismo, como en la superficie exterior del organismo, (a nivel de piel), los potenciales eléctricos creados por la propagación de los mencionados estímulos que tienen la importante característica de poseer una morfología altamente relacionada con la condición fisiopatológica del corazón en todos sus aspectos. Así es posible diagnosticar problemas, a partir de la amplitud, forma, duración y alteraciones que se puedan apreciar de la señal resultante inscrita en un papel o grabada en

una memoria electrónica.

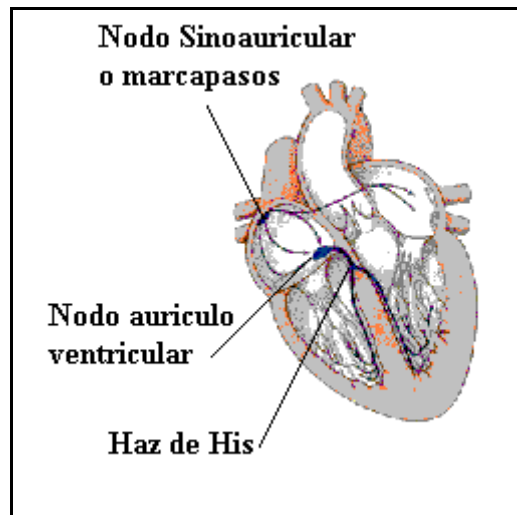


Figura 1.2.-Estructura eléctrica del corazón.

(Tomado de la pagina análisis del electrocardiograma).

El impulso eléctrico se genera en el nódulo sinusal, que es una pequeña masa de tejido especializado localizada en el atrio derecho (la cavidad superior derecha) del corazón. El nódulo sinusal genera periódicamente un impulso eléctrico (de 60 a 100 veces por minuto en condiciones normales). Ese estímulo eléctrico viaja a través de las vías de conducción (de forma parecida a como viaja la corriente eléctrica por los cables desde la

central eléctrica hasta nuestras casas) y hace que las cavidades del corazón se contraigan y bombeen la sangre hacia fuera. Los atrios derecho e izquierdo (las 2 cavidades superiores del corazón) son estimulados en primer lugar y se contraen durante un breve período de tiempo antes de que lo hagan los ventrículos derecho e izquierdo (las 2 cavidades inferiores del corazón). El impulso eléctrico viaja desde el nódulo sinusal hasta el nódulo atrioventricular, donde se para durante un breve instante y después continúa por las vías de conducción a través del Haz de His hacia los ventrículos. El Haz de His se divide en la rama derecha y en la rama izquierda, también conocidas como fibras de Purkinje que sirven para llevar el estímulo eléctrico a los dos ventrículos, tal como se muestra en la figura 1.2.

En condiciones normales, mientras el impulso eléctrico se mueve por el corazón, éste se contrae entre 60 y 100 veces por minuto. Cada contracción representa un latido.

1.1.2 Rango de los Fenómenos bioeléctricos.

En el estado de reposo se dice que la célula está polarizada y la diferencia de concentraciones iónicas, concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior, da como resultado un potencial eléctrico negativo (- 80 mV a -90 mV), que se denomina potencial de reposo. Como se muestra en la figura 1.3.

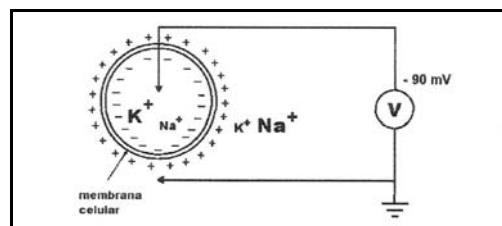


Figura 1.3.-Célula del miocardio polarizada.

Cuando se excita la membrana celular de forma espontánea o a consecuencia de un estímulo eléctrico externo, puede invertirse la distribución de los iones; en estas condiciones, la superficie externa de la célula adquiere una carga negativa, mientras que la superficie interna toma una carga positiva. 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, como se muestra en la figura 1.4.

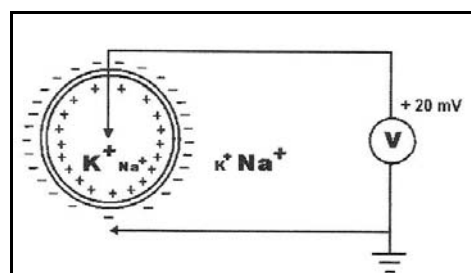


Figura 1.4.-Célula del miocardio despolarizada.

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.

1.2 Electroodos.

Cuando se trabaja con circuitos eléctricos y se necesita medir la diferencia de potencial entre dos puntos de los mismos, el procedimiento es colocar las puntas de prueba entre los dos puntos a medir. Cuando se trata de efectuar mediciones de parámetros electrofisiológicos, esta técnica tan simple no puede ser empleada. Para la realización de este tipo de mediciones, se debe tener en cuenta que los puntos sobre los cuales debemos efectuar las mediciones no son ya conductores metálicos sino que se trata de tejidos vivos, los cuales presentan la característica de ser conductores iónicos. Como sabemos, dentro del cuerpo humano se generan potenciales eléctricos por mecanismos totalmente diferentes a los que estamos acostumbrados a ver en Electrónica. Al querer efectuar una medición de estos potenciales

se debe recurrir a los instrumentos electrónicos, por lo que se presenta la necesidad de tomar los potenciales tisulares a fin de que puedan ser detectados. El dispositivo que se usa para recoger tales potenciales es conocido con el nombre de electrodo. Su función es la de convertir las corrientes iónicas, que son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes electrónicas.

Los electrodos pueden tener diversas formas y tamaños, debiendo presentar ciertas características adecuadas. En Electrofisiología, el problema es más crítico por cuanto al emplear los electrodos sobre una porción de tejido se crea una interfase entre ambos, que es el lugar donde se produce la conversión iónico-electrónica. Cuando dichos electrodos son conectados a un instrumento de medición como por ejemplo un Electrocardiógrafo (EKG) o un Osciloscopio; y teniendo en cuenta su impedancia de entrada generalmente alta (de unos cuantos Mega-ohmios), se produce una descarga en forma aproximadamente exponencial de

manera muy lenta, precisamente por la alta impedancia del instrumento de medición, que puede demandar horas en estabilizarse según el material con que estén contruidos los electrodos. En la práctica este efecto puede visualizarse como un desplazamiento muy lento, a veces casi imperceptible, de la línea de base de un trazado.

1.2.1 Tipos de electrodos.

Los electrodos de ventosa o succión tienen forma de campana cuya cúspide se comunica como una pera de goma para ejercer la succión. Se usan especialmente para tejido de superficie curva o cuando se necesita rapidez en la colocación y extracción o cuando hay dificultad para sujetar uno plano. Se los muestra en la figura 1.5.



Figura 1.5.-Electrodos de Ventosa o Succión.

También citaremos al electrodo de pinzas que se muestra en la figura 1.6 y los electrodos desechables que se muestran en la figura 1.7.

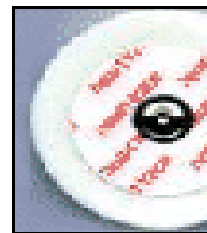


Figura1.6.-electrodo de pinza. Figura 1.7.-electrodo desechable.

1.2 Fuentes de ruido e interferencia en el EKG

La presencia del ruido en el registro de biopotenciales es un hecho prácticamente inevitable. En el registro del EKG la existencia de ruido se debe a muchas causas. Algunas de ellas son controlables, pero otras han sido poco investigadas. Un mejor

conocimiento del ruido y sus causas puede ayudar en el paso posterior de la cadena de procesado, que es su eliminación. Por ello se considera aquí interesante dedicar una revisión al mejor conocimiento del ruido y al estudio de los sistemas de adquisición orientados a su reducción. Como paso previo a citar las fuentes de ruido cabe definir lo que es ruido. Una definición común al hablar de sistemas electrónicos considera como aquella señal ajena a la señal de interés y que es susceptible de provocar un error en nuestro sistema de medida. Así, el ruido puede ser clasificado según sea una señal determinística o aleatoria, o bien según su origen: externo o interno al sistema de medida. Normalmente se utiliza el término ruido cuando el origen es interno al propio sistema de medida y la naturaleza de la señal suele ser aleatoria. Por otra parte, el término interferencia se aplica a aquellas señales externas al sistema de medida, cuya evolución temporal suele seguir una ley preestablecida que puede ser conocida de antemano, aunque su valor en un instante determinado pueda venir caracterizado por una variable aleatoria.

Por ejemplo las interferencias debidas a la red de distribución eléctrica, y las producidas por equipos eléctricos o electrónicos próximos al entorno de medida. Así las fuentes de ruido e interferencia que se encuentran habitualmente en un registro electrocardiográfico son:

- Fuentes de ruido
 - Electromiograma (EMG)
 - Interfaz electrodo-paciente
 - Sistema de medida
- Fuentes de interferencia
 - Red de distribución eléctrica
 - Otras fuentes: computadores, monitores, osciloscopio.

1.3.1 Ruido de electromiograma (EMG) .

El electromiograma (EMG) es la principal fuente de ruido en el registro de EKG. Su origen son los potenciales de acción asociados a la actividad muscular de los músculos esqueléticos.

Su reducción en el origen es difícil y requiere la colaboración del paciente o sujeto en el que se mide. Algunas técnicas para dicha reducción se basan en utilizar métodos de relajación para reducir al mínimo la actividad muscular, otras recurren al suministro de drogas, miorelajantes, para reducir igualmente dicha actividad. Sin embargo, ninguna de estas técnicas permite eliminar por completo la actividad, y además, escapan a nuestro entorno de trabajo y no son siempre clínicamente justificables. La disposición de los electrodos de medida puede contribuir también a una reducción considerable del nivel de ruido.

1.3.2 Ruido de electrodo.

Los electrodos son el primer y principal elemento en la cadena de medida. Por tanto, el ruido que pueda generarse en dicho elemento adquiere especial importancia. Esta transducción debe ser hecha con la mayor fidelidad posible, y además, no debe perturbar la señal a medir. Los parámetros importantes son pues,

la impedancia y el ruido. La impedancia debe ser lo más baja posible para reducir el efecto de carga de la etapa posterior de amplificación y minimizar el efecto de las interferencias de modo común que aparecen a la entrada. El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel, en el caso del EKG superficial. Por lo tanto, existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida. La primera es el contacto entre la piel y el electrolito. La segunda es el contacto entre el electrolito y la parte metálica del electrodo. La presencia de estas interfaces provocará un intercambio iónico con la consiguiente aparición de un potencial de electrodo. Las interfaces electrolito-piel son difíciles de caracterizar porque dependen de las características de la piel; sin embargo, existen algunos estudios para caracterizar la impedancia electrolito-piel. La impedancia de la interfaz electrolito-piel ha sido medida por diversos autores y se ha podido comprobar que para un mismo sujeto la impedancia presenta variaciones dependiendo de la zona del cuerpo donde se aplique

el electrodo, del tiempo transcurrido desde su aplicación, de la composición de electrolito y del estado de la piel y su preparación, del estado emocional del sujeto, estado de alerta del sujeto, de la temperatura de la habitación y condición de la piel. La humedad de la piel es uno de los factores que influyen en su impedancia. El ruido que presenta dicha interfaz suele ser mayor que el ruido térmico asociado a la parte real de la impedancia, especialmente a baja frecuencia. Cuando la concentración iónica de la interfaz electrodo-electrolito varía por el desplazamiento del electrodo, se produce una variación del potencial de electrodo dando lugar al “artefacto”. Sin embargo, en el caso del EKG superficial, cuando se utilizan electrodos con gel, la principal causa del artefacto está en las variaciones que presenta la epidermis cuando se deforma. Tal como se ha visto, la variación en el potencial de contacto electrodo-piel llevará asociada una variación de la impedancia de dicha interfaz. Al hablar de la interfaz electrodo-piel, se incluye el efecto del gel. Es pues, más propiamente, la interfaz electrodo-electrolito-piel.

1.3.3 Ruido del sistema de medida.

Una de las características más importantes del sistema de medida es el nivel de ruido que introduce el circuito a la salida. Este ruido estará causado en gran parte por la primera etapa de entrada. Sin embargo los componentes propios del sistema de medición son una fuente inherente de ruido; componentes tales como los resistores que ingresan ruido al sistema en función de su temperatura, los OpAmps son otra fuente de ruido el cual es especificado por su fabricante.

1.3.4 Interferencias en el sistema de medida.

La amplificación y registro de biopotenciales presentan frecuentemente problemas de interferencias originados por la red de distribución eléctrica. La presencia de la red de distribución eléctrica conlleva la aparición de campos eléctricos y magnéticos que interaccionan con el sistema de medida y el paciente. La más

común es la fuente de alimentación cuando el equipo esta conectado a la red eléctrica y se pueden resumir en cuatro modalidades:

- 1.- Interferencias por desequilibrios en el transformador de la fuente de alimentación.
- 2.- Interferencias por el acoplamiento capacitivo entre primario y secundario en dicho transformador
- 3.- Acoplamientos capacitivos en el interior del equipo.
- 4.- Interferencias superpuestas a las tensiones continuas de alimentación de los distintos circuitos.

En las interferencias de origen externo producidas por el campo eléctrico se pueden distinguir tres:

- Acoplamiento capacitivo a los cables de medida
- Acoplamiento capacitivo a los electrodos
- Acoplamiento sobre el paciente

1.4 Derivaciones del EKG.

El corazón genera un campo eléctrico que se puede representar matemáticamente por un vector con una magnitud y una dirección que va cambiando a lo largo del ciclo cardiaco. Para registrar las diferentes proyecciones de este vector cardiaco, se fijan al cuerpo varios electrodos en distintas localizaciones conocidas como derivaciones. Debido a que cada derivación mide el potencial eléctrico del corazón entre dos puntos desde direcciones distintas, las amplitudes, polaridades, tiempos y duraciones de los distintos componentes del EKG varían entre derivaciones, por lo que éstas se han normalizado. Las combinaciones de electrodos para formar el EKG estándar de 12 derivaciones utilizado en cardiología clínica se describen en la tabla I.

Tipo de derivación	Electrodos	Definición
Bipolares de Extremidades (Einthoven)	LA, RA, LL, RL	$DI = LA - RA$ $DII = LL - RA$ $DIII = LL - LA$
Aumentadas (Goldberger)	LA, RA, LL, RL	$aVR = RA - 0,5 (LA + LL)$ $aVL = LA - 0,5 (RA + LL)$ $aVF = LL - 0,5 (LA + RA)$
Unipolares Precordiales (Wilson)	V1, V2, V3, V4, V5, V6	$V1 = v1 - (LA + RA + LL) / 3$ $V2 = v2 - (LA + RA + LL) / 3$ $V3 = v3 - (LA + RA + LL) / 3$ $V4 = v4 - (LA + RA + LL) / 3$ $V5 = v5 - (LA + RA + LL) / 3$ $V6 = v6 - (LA + RA + LL) / 3$

TABLA I.-Derivaciones del EKG.

1.4.1 Derivaciones Unipolares.

Las derivaciones unipolares precordiales V1 a V6 propuestas por Wilson recogen la actividad eléctrica cardiaca en el plano

transversal. En estas derivaciones la tensión se mide entre seis posiciones en el pecho preestablecidas, V1 a V6, y el terminal central de Wilson (CTw). El CTw se forma uniendo los electrodos de las extremidades LA, RA Y LL mediante resistencias de $5\text{ K}\Omega$ a un punto común de modo que se obtiene un promedio de los tres potenciales. En la figura. 1.8 se muestra la localización sobre el tórax de los electrodos de las derivaciones precordiales.

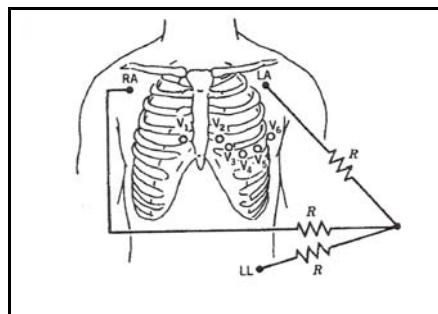


Figura 1.8.-Localización de los electrodos.

Las derivaciones unipolares aumentadas aVR, aVL y aVF se forman a partir de los puntos anteriores (LA, RA y LL) pero la tensión se mide entre una extremidad y el terminal central de Goldberger (CTg). El CTg consiste en unir mediante resistencias

las otras dos derivaciones de extremidades a un punto común de modo que se obtiene un promedio de los dos potenciales. Estas derivaciones miden la actividad eléctrica cardíaca en el plano frontal.

1.4.2 Derivaciones Bipolares.

Las tres primeras derivaciones propuestas por Wilhem Einthoven (el padre de la Electrocardiografía), se conocen como derivaciones bipolares DI, DII y DIII. Éstas se obtienen a partir de los potenciales del brazo izquierdo (LA), brazo derecho (RA) y pierna izquierda (LL), y se forman por las posibles combinaciones entre pares. La pierna derecha (RL) sirve como referencia de tensión.

CAPÍTULO 2

DISEÑO DEL MÓDULO DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES.

2.1 Descripción general de las etapas del circuito del EKG.

El electrocardiograma es un registro gráfico de los potenciales eléctricos producidos por el tejido cardiaco. El corazón es singular entre los músculos del cuerpo en vista de que posee la propiedad de la formación de un impulso automático y una contracción rítmica. El impulso eléctrico se produce en el sistema de conducción del corazón; la excitación de las fibras musculares de todo el miocardio resulta en la contracción cardiaca. La producción y conducción de estos impulsos eléctricos originan pequeñas corrientes eléctricas que se propagan a todo el cuerpo.

El Electrocardiograma se obtiene colocando electrodos en varios sitios de la superficie del cuerpo, los mismos que se conectan al aparato de registro. Las conexiones del aparato son de tal manera que una deflexión hacia arriba indica un potencial positivo y una deflexión dirigida hacia abajo indica un potencial negativo. A continuación se hace una descripción general del circuito detector de la onda cardiaca; primeramente se hace una etapa de sensado debido a que la corriente que genera el cuerpo humano es del orden de los milivoltios (mV); se debe tener extrema precaución en esta etapa ya que es muy fácil que se presenten ruidos no deseados junto con la señal, para evitar esto se utilizan electrodos iguales a los que se encuentran en cualquier equipo médico de este tipo. Los cables utilizados son blindados para evitar cualquier ruido proveniente del ambiente que pueda influir en la correcta lectura de la señal del cuerpo. Posteriormente tenemos la etapa de amplificación, esta parte la podemos subdividir en dos: una etapa donde se aísla y captura la señal y otra donde se restan los voltajes para obtener una señal en modo diferencial; ambas

forman un amplificador de instrumentación con amplificación a la entrada.

La primera parte consiste en un aislador de impedancias por medio de seguidores y amplificadores de la señal; aquí los puntos de la derivación (brazo izquierdo – brazo derecho, referenciada con la pierna derecha), entran a un respectivo seguidor de señal en modo amplificador donde obtenemos el nivel de amplificación para ambos puntos. La segunda parte consiste en un restador donde la salida de cada amplificador es restada para así eliminar el posible ruido incluido en cada punto y obtener la diferencia entre ambos lo cual nos da como resultado un pulso cardiaco de la derivación tomada. En la figura 2.1 se muestra el circuito para estas dos etapas descritas anteriormente.

A continuación se describen las relaciones matemáticas de amplificación para cada etapa. Para la primera etapa, considerando $R1 = R2$ tenemos una ganancia de:

$$A_{d1} = 1 + \frac{2R_3}{R_1}$$

Luego tenemos el circuito restador; considerando $R_4 = R_5$ y $R_6 = R_7$ obtenemos la siguiente ecuación de amplificación:

$$A_{d2} = \frac{R_6}{R_4}$$

La siguiente etapa consiste en un filtro pasa banda, el cual lo analizamos como un circuito pasa bajos con un circuito pasa altos. Donde para la frecuencia de corte inferior, actúa básicamente como un filtro pasa altos y esta dada por la siguiente expresión:

$$f_1 = \frac{1}{2\pi R_{10}(C_3 \parallel C_4)}$$

Para la frecuencia de corte superior, básicamente actúa como un filtro pasa bajos y está dada por la siguiente expresión:

$$f_h = \frac{1}{2\pi R_8 C_5}$$

La amplificación para esta etapa esta dada por la siguiente expresión:

$$A_{d3} = \frac{R_8 + R_9}{R_9}$$

Entonces la amplificación total de la etapa de acondicionamiento, estará dada por la multiplicación entre A_{d1} , A_{d2} y A_{d3} y para frecuencias entre 0.05 Hz y 100Hz, que es rango del filtro pasa banda, como se muestra en la figura 2.1.

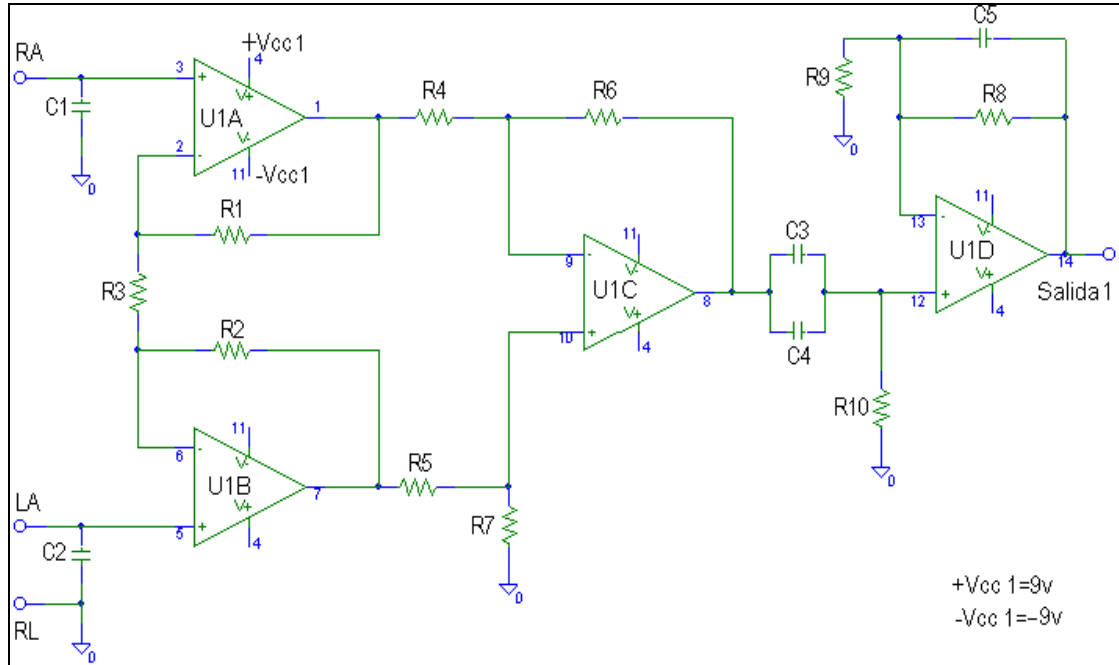


Figura 2.1.-Amplificador de instrumentación y filtro pasa banda.

Posteriormente se utilizó un filtro Notch para eliminar frecuencias comunes en nuestro sistema eléctrico. La red de alimentación eléctrica, puede llegar a generar señales no deseables con frecuencias de 60Hz y múltiplos de ésta, siendo muy responsable de las alteraciones del equipo. Tampoco se pueden descartar, otros aspectos bioeléctricos o fisiológicos, como la respiración o movimiento del paciente. En el diseño la utilización de esta etapa es importante porque ayuda a eliminar frecuencias entre 50Hz y 60Hz. En la figura 2.2 se muestra el filtro Notch utilizado. Donde la frecuencia de corte esta dada por la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_{11}C_8}$$

Considerando $R_{11} = R_{12}$ y $C_6 = C_7 = C_8 = C_9$.

Finalmente se utiliza un opto-acoplador para separar la etapa de señal del EKG con la etapa del circuito de temperatura corporal ,la tarjeta de adquisición de datos y la PC; la ultima etapa consiste en amplificar esta señal debido a que la señal se atenúa casi 50

veces, para esto se utiliza un amplificador inversor, ver figura 2.2 y tiene la siguiente expresión para el amplificador de salida.

$$A_{d4} = -\frac{R_{21}}{R_{20}}$$

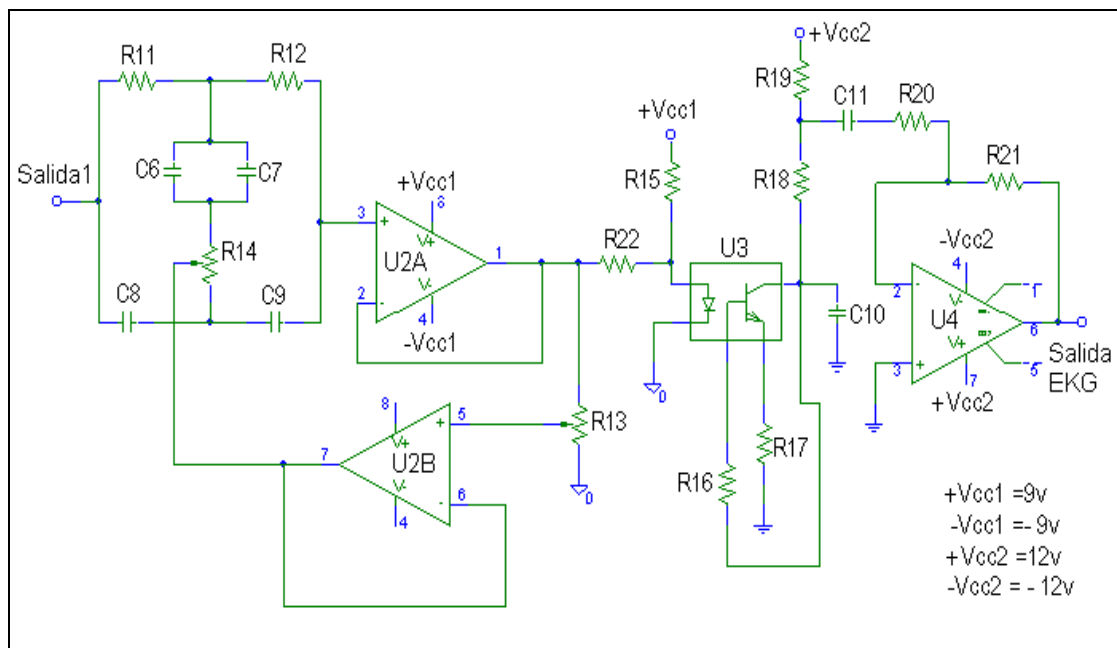


Figura 2.2.-Filtro notch y etapa del opto-acoplador.

2.2. Descripción general del circuito de temperatura corporal .

El sensor utilizado para adquirir la temperatura corporal es el LM335; a continuación damos una breve descripción del sensor utilizado. El sensor LM335 es un sensor de temperatura de

precisión y su diagrama es equivalente a un diodo zener. Los LM335 tienen un voltaje directamente proporcional a la temperatura absoluta con una función de correspondencia igual a $+10 \text{ mV}/^\circ\text{K}$ y opera en un rango de $400 \text{ }\mu\text{A}$ a 5 mA . Cuando se calibran a 25°C los LM335 tienen típicamente menos de 1°C de error de temperatura. Al contrario de otros sensores los LM335 tienen un rendimiento lineal y sus aplicaciones incluyen casi cualquier tipo de temperatura, teniendo en cuenta que operan entre -40°C y $+100^\circ\text{C}$. En la figura 2.3 se muestra la curva del sensor en grados centígrados.

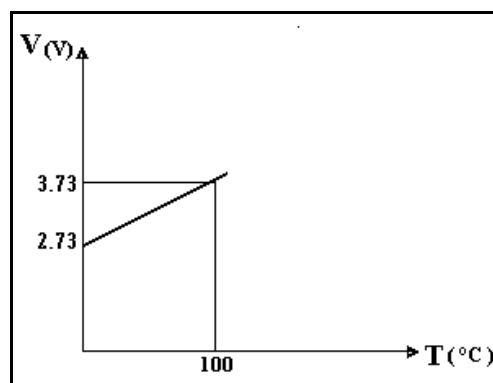


Figura 2.3.-Curva del sensor LM335.

Observando la curva del sensor en grados centígrados tenemos la siguiente ecuación lineal que rige el comportamiento de este sensor:

$$V_s = 10 \frac{\text{mV}}{^\circ\text{C}} T + 2.73$$

Donde V_s es el voltaje de salida, y T la temperatura del sensor en grados centígrados. Para obtener una mayor sensibilidad en el sensor se utiliza un circuito que elimina la constante de 2.73 y además se utiliza un amplificador no inversor de 100 veces. Con lo que la ecuación se reduce a la siguiente expresión.

$$V_s = 1 \frac{\text{V}}{^\circ\text{C}} T$$

Como la temperatura corporal está en un rango entre 36 y 37 grados centígrados el circuito se lo diseñó para que cuando el valor de temperatura sea de 35 grados, el voltaje sea de cero, entonces; se concluye que nuestro rango de medición de temperatura esta entre 26 y 44 grados centígrados debido a que

2.3 Bloque detector de picos QRS de la onda del EKG.

A continuación describimos los diferentes parámetros que componen la onda cardiaca:

- 1.-La despolarización de la aurícula produce la onda **P**
- 2.-La despolarización de los ventrículos produce el complejo **QRS**
- 3.-La repolarización de los ventrículos produce la onda **T**
- 4.-El significado de la onda **U** es incierto, pero puede ser debido a la repolarización del sistema de Purkinje
- 5.-El intervalo **PR** se extiende desde el inicio de la onda P (inicio de la despolarización auricular) hasta el inicio del complejo QRS (inicio de la despolarización de los ventrículos). En la figura 2.5 se muestra una onda normal con todos estos parámetros.

Esta parte del proyecto se la realizó utilizando las herramientas de LabView, en la figura 2.6 se muestra el diagrama de bloques del programa realizado para obtener la lectura de los BPM (latidos por minuto), a partir del cálculo del período de la onda cardiaca.

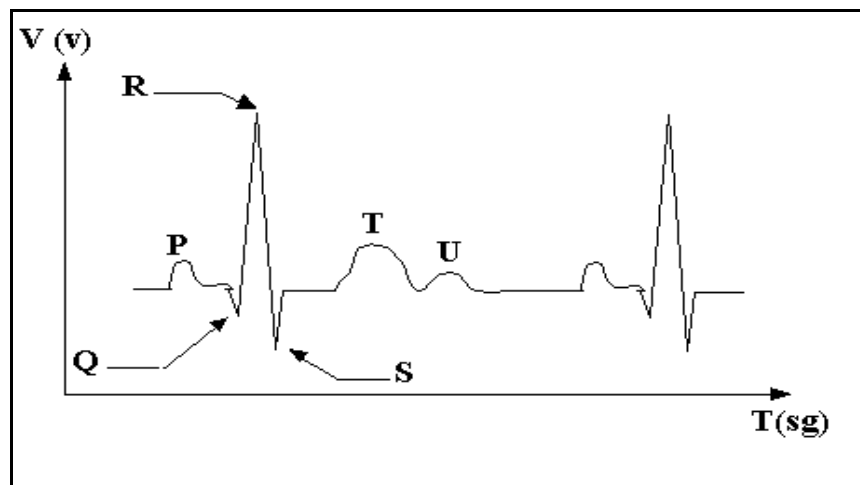


Figura 2.5.-Forma de la onda cardíaca.

El programa realizado toma la señal cardíaca para calcular el valor del pico máximo, luego se saca el 95 por ciento de dicho valor debido a que en la siguiente etapa utilizamos un nivel de referencia para guardar el valor del primer punto que sobrepase esta referencia y así guardarlo en un arreglo; posteriormente el programa guarda un segundo punto que sobrepase esta referencia pero cuando la onda haya completado un período completo, para guardarlo en un segundo arreglo. El programa está diseñado para tomar un determinado número de muestras controlado por el usuario, el cual debe asegurarse de observar

que la onda tenga por lo menos un período completo para así poder calcular los BPM de dicha onda. Además la velocidad de adquisición es de 1000 muestras por segundo que es un dato constante; luego con estos datos se hace el cálculo de los BPM restando los valores que se encuentran en los arreglos; dichos arreglos contienen el numero de muestra. Luego se divide este valor para la velocidad de adquisición y finalmente se multiplica por 60 para convertir los valores de frecuencia (Hz) a BPM. Luego se compara con valores normales de BPM y se indican anomalías simuladas mediante LEDs.

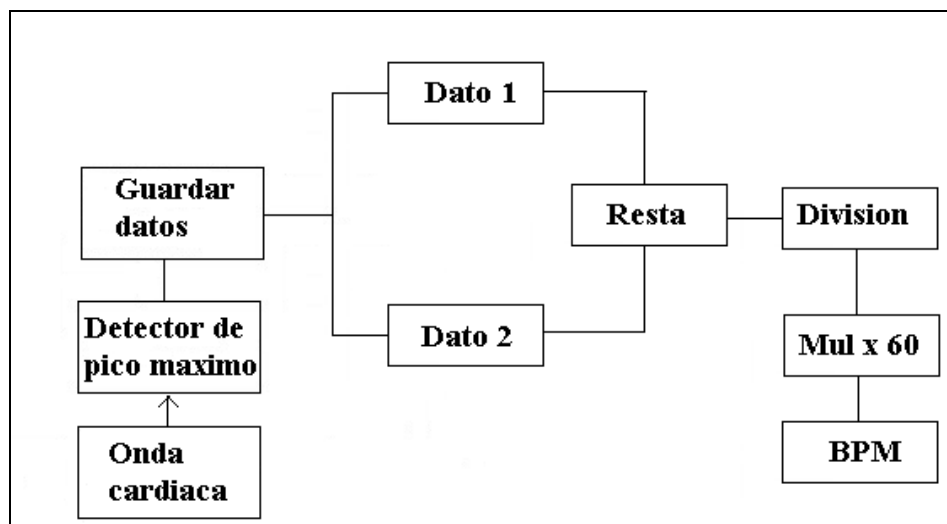


Figura 2.6.-Bloque detector de pico QRS.

CAPÍTULO 3

Interactuando con el software Labview 6.1.

3.1 Introducción a Labview 6.1.

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

- Se reduce el tiempo de desarrollo de las aplicaciones al menos de 4 a 10 veces, ya que es muy intuitivo y fácil de aprender.
- Dota de gran flexibilidad al sistema, permitiendo cambios y actualizaciones tanto del hardware como del software.
- Da la posibilidad a los usuarios de crear soluciones completas y complejas.

- Con un único sistema de desarrollo se integran las funciones de adquisición, análisis y presentación de datos.
- El sistema está dotado de un compilador gráfico para lograr la máxima velocidad de ejecución posible.
- Tiene la posibilidad de incorporar aplicaciones escritas en otros lenguajes.

LabView es un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, similar a los sistemas de desarrollo comerciales que utilizan el lenguaje C o Basic. Sin embargo, LabView se diferencia de dichos programas en un importante aspecto: los citados lenguajes de programación se basan en líneas de texto para crear el código fuente del programa, mientras que LabView emplea la programación gráfica o lenguaje G (lenguaje de programación grafica) para crear programas basados en diagramas de bloques. Para el empleo de LabView no se requiere gran experiencia en programación, ya que se emplean iconos, términos e ideas familiares a científicos e ingenieros y, se apoya

sobre símbolos gráficos en lugar de lenguaje escrito para construir las aplicaciones. Por ello resulta mucho más intuitivo que el resto de lenguajes de programación convencionales. LabView posee extensas librerías de funciones y subrutinas. Además de las funciones básicas de todo lenguaje de programación, LabView incluye librerías específicas para la adquisición de datos, comunicación serial, análisis, presentación y guardado de datos. LabView también proporciona potentes herramientas que facilitan la depuración de cualquier programa. Los programas desarrollados mediante LabView se denominan Instrumentos Virtuales (VIs), porque su apariencia y funcionamiento imitan los de un instrumento real. Sin embargo, son análogos a las funciones creadas con los lenguajes de programación convencionales. Los VIs tienen una parte interactiva con el usuario y otra parte de código fuente y aceptan parámetros procedentes de otros VIs.

LabView también incluye herramientas que afectan a la ejecución del programa de forma convencional; éstas consisten en poder introducir puntos de pausa , animar la ejecución del programa para ver como fluyen los datos a través de él y ejecutarlo paso a paso. Todo ello con el fin de poder suprimir posibles fallas cometidas durante la programación. Todos los VIs tienen un panel frontal y un diagrama de bloques. Las paletas contienen las opciones que se emplean para crear y modificar los VIs.

3.2 Descripción del panel frontal y Diagrama de bloques.

En el Panel frontal se trata de la interfaz gráfica del VI con el usuario. Esta interfaz recoge las entradas procedentes del usuario y representa las salidas proporcionadas por el programa. Un panel frontal está formado por una serie de botones, pulsadores, potenciómetros, gráficos, etc.

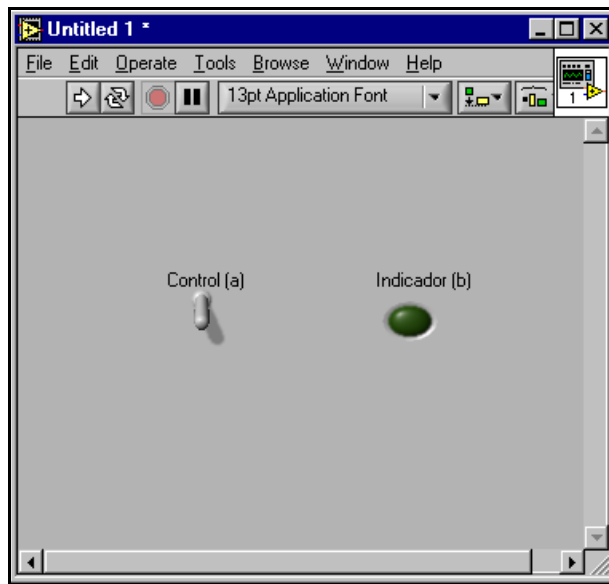


Figura 3.1.-Panel frontal de un VI.

Cada uno de ellos puede estar definido como un control (a) o un indicador (b); ver figura 3.1. El primero sirve para introducir parámetros al VI, mientras que el indicador se emplea para mostrar los resultados producidos, ya sean datos adquiridos o resultados de alguna operación. A la interfase de un VI se lo conoce como panel frontal porque simula el panel de un instrumento físico. El panel puede contener botones, pulsadores, gráficos y otros controles e indicadores; la entrada de datos se

produce utilizando el ratón o el teclado, visualizando mas tarde los resultados en la pantalla.

El diagrama de bloques constituye el código fuente del VI. En el diagrama de bloques es donde se realiza la implementación del programa del VI para controlar o realizar cualquier procesado de las entradas y salidas que se crearon en el panel frontal. El diagrama de bloques incluye funciones y estructuras integradas en las librerías que incorpora LabView. En el lenguaje G (lenguaje de programación grafica) las funciones y las estructuras son nodos elementales. Son análogas a los operadores o librerías de funciones de los lenguajes convencionales.

Los controles e indicadores que se colocaron previamente en el panel frontal, se materializan en el diagrama de bloques mediante los terminales. A continuación se presenta un ejemplo de lo recién citado en la figura 3.2.

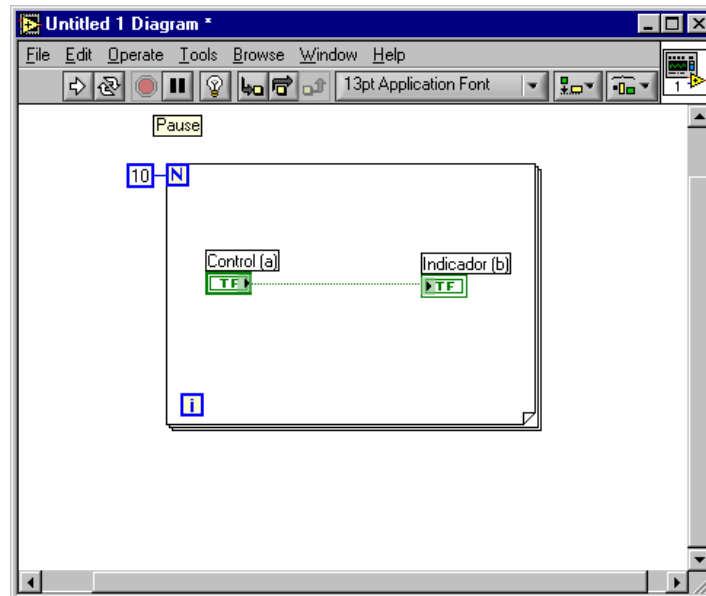


Figura 3.2.-Diagrama de Bloques de un VI.

El diagrama de bloques se construye conectando los distintos objetos entre sí, como si se tratara de un circuito. Los cables unen terminales de entrada y salida con los objetos correspondientes, y por ellos fluyen los datos. LabView posee una extensa biblioteca de funciones, entre ellas, aritméticas, comparaciones, conversiones, funciones de entrada / salida, de análisis, etc.

Las estructuras, similares a las declaraciones causales y a los bucles en lenguajes convencionales, ejecutan el código que ellas

contienen, de forma condicional o repetitiva (bucle for, While). Los cables son las trayectorias que siguen los datos desde su origen hasta su destino, ya sea una función, una estructura, un terminal, etc. Cada cable tiene un color o un estilo diferente, lo que diferencia unos tipos de datos de otros.

El VI recibe instrucciones de un diagrama de bloques, que se debe construir en G (lenguaje de programación grafica). El diagrama de bloques es una solución ilustrada de un problema de programación. Dicho diagrama es también el código fuente para el VI. En su interior podemos introducir los iconos que representan otros VI. Hay que tener en cuenta que los VI son jerárquicos y modulares. Es decir, es posible usarlos como programas de nivel superior o como subprogramas dentro de otro programa, a un VI dentro de otro programa se lo denomina subVI, los iconos y conectores de un VI trabajan como una lista de parámetros gráficos para que otros VI puedan transferir datos a un sub VI.

3.3 Configuración de canales de entrada y salida.

La tarjeta DAQ-6024E consta de 16 líneas de entrada o pines. En total, un máximo de 16 canales analógicos (ACH0 – ACH15). También tiene 8 pines para entradas / salidas digitales (DIO0-DIO7). Cada uno de estos ocho puertos se puede programar individualmente. Para empezar a configurar canales de entrada o salidas lo primero que debemos abrir es el programa “Measurement & Automation Explorer” para la versión de LabView 6.1 porque es parte integral de la tarjeta DAQ-6024E; luego seleccionamos la opción DATA NEIGHBORHOOD , para crear un canal de entrada o salida del tipo de señal que estemos adquiriendo ya que estas señales pueden ser analógicas o digitales.

En la figura 3.3 se muestra la ventana que aparece en el momento de crear un nuevo canal virtual

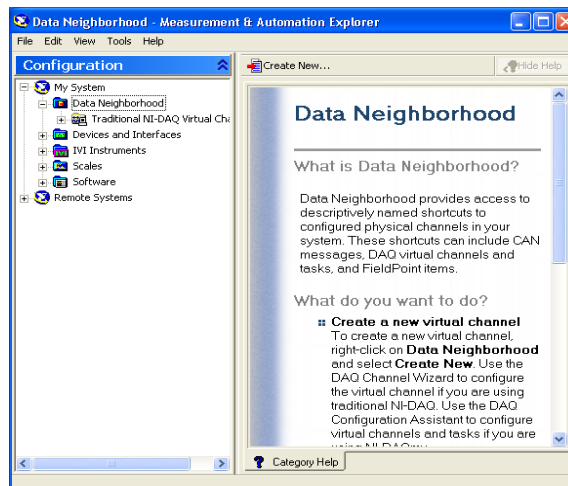


Figura 3.3.-Crear nuevo canal de entrada o salida.

Posteriormente y de acuerdo a nuestros requerimientos configuramos el canal que puede ser una entrada o salida; para este caso en particular se crearon entradas analógicas con salidas digitales.

Las dos entradas que se crearon, para la señal del EKG y la otra para la señal de la temperatura corporal y dos salidas digitales que simulan alarmas indicando anomalías.

En la figura 3.4 se muestra la ventana que aparece cuando se está configurando el tipo de entrada o salida para el canal.



Figura 3.4.-Tipo de canal virtual.

Luego de que haber seleccionado el tipo de canal, la siguiente opción es la de configurar el nombre del canal y las especificaciones con lo cual se va a poder identificar el canal creado; posteriormente aparecerá una nueva ventana en la cual seleccionamos el tipo de variable a medir como por ejemplo voltaje, temperatura, etc. Esta variable depende de la señal que estemos adquiriendo.

La siguiente ventana que aparecerá es muy importante ya que se debe especificar las unidades de el canal creado como también el rango a medir; hay que tomar en cuenta que la tarjeta DAQ-6024E

solo permite hasta rangos entre +10V y -10V por lo que las entradas deben estar dentro de estas características; en la figura 3.5 se observa la ventana que aparece cuando configuramos estas variables.



Figura 3.5.-Rango de canal virtual.

En la siguiente ventana que aparece se configura el tipo de tarjeta que estemos utilizando; para la tarjeta DAQ-6024E esta opción es muy importante ya que nosotros podemos tener mas de una tarjeta conectada en nuestra PC y, cuando estemos programando y utilizando la herramienta de adquisición de datos el programa nos pide el “device” que es el número de tarjeta por el cual

estamos adquiriendo la señal. Para nuestro caso será 1 pues tenemos una sola tarjeta instalada en la PC. En la misma ventana nosotros configuramos el canal por el cual adquirimos la señal; si ésta es analógica aparecerán 16 canales diferentes desde el canal 0 hasta el canal 15; o si ésta es digital aparecerán 8 canales desde el canal 0 hasta el canal 7. La otra opción que aparecerá es la de el tipo de la señal, que para nuestro caso es diferencial.



Figura 3.6.-Tipo de señal a adquirir.

En la figura 3.6 se muestra la ventana con todas las características descritas anteriormente: tipo de tarjeta, canal seleccionado y modo de la entrada a utilizar. Luego de haber completado con el proceso de configurar el canal de entrada o salida, el siguiente paso es el de revisar si el canal se creó satisfactoriamente para lo cual seleccionamos la opción canales virtuales creados en la ventana de “Measurement & Automation” y aparecerá el nuevo canal creado como se muestra en la figura 3.7 para nuestro caso con el nombre de EKG.

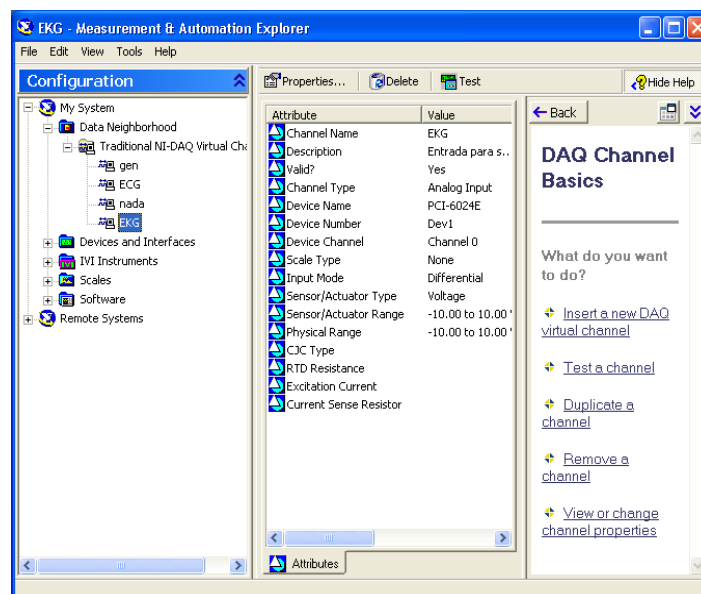


Figura 3.7.-Verificar canal creado.

3.4 Descripción de las principales funciones de las herramientas utilizadas.

Con el entorno gráfico de programación se comienza a programar a partir del panel frontal. En primer lugar se definirán y seleccionarán, de la paleta de controles todos los controles (entradas que dará el usuario) e indicadores (salidas que presentará en pantalla el VI), que se emplearán para introducir los datos por parte del usuario y presentar en pantalla los resultados. Una vez colocados en la ventana correspondiente al panel frontal todos los objetos necesarios, debe pasarse a la ventana "Diagram" (menú Windows > Show Diagram), que es donde se realiza la programación propiamente dicha (diagrama de bloques). Al abrir esta ventana, en ella se encuentran los terminales correspondientes a los objetos situados en el panel frontal, dispuestos automáticamente por LabView.

Se deben ir situando las funciones, estructuras, etc. Que se requieran para el desarrollo del programa, las cuales se unen a

los terminales mediante cables. Para facilitar la tarea de conexión de todos los terminales, en el menú “Help” puede elegirse la opción “Show Help”, con lo que al colocar el cursor del ratón sobre un elemento aparece una ventana con información relativa a éste (parámetros de entrada y salida). Además, si se tiene seleccionado el cursor de cableado, al situar éste sobre un elemento se muestran los terminales de forma intermitente. A continuación se describen algunas de las herramientas más utilizadas en la programación de un VI. Las paletas proporcionan las herramientas que se requieren para crear y modificar tanto el panel frontal como el diagrama de bloques. Existen las siguientes paletas:

Paleta de herramientas (Tools palette), se emplea tanto en el panel frontal como en el diagrama de bloques. Contiene las herramientas necesarias para editar y depurar los objetos tanto del panel frontal como del diagrama de bloques. En la figura 3.8 se muestra la paleta de herramientas.



Figura 3.8.-Paleta de Herramientas.

Paleta de controles (Controls palette), se utiliza únicamente en el panel frontal. Contiene todos los controles e indicadores que se emplearán para crear la interfaz del VI con el usuario. En esta paleta podemos encontrar herramientas para graficar señales previamente adquiridas, visualización de valores del álgebra de Boole, introducción y visualización de cantidades numéricas, entrada y visualización de texto etc. En la figura 3.9 se muestra la paleta de control.



Figura 3.9.-Panel de Control.

Paleta de funciones (functions palette), se emplea en el diseño del diagrama de bloques. La paleta de funciones contiene todos los objetos que se emplean en la implementación del programa del VI, ya sean funciones aritméticas, de entrada / salida de señales, entrada / salida de datos a fichero, adquisición de señales etc. En la figura 3.10 se muestra la paleta de funciones.



Figura 3.10.-Paleta de Funciones.

Para seleccionar una función o estructura concretas, se debe desplegar el menú "Functions" y elegir entre las opciones que aparecen. A continuación se enumeran algunas de ellas, junto con una pequeña definición.

Adquisición de Datos.- Contiene a su vez un submenú donde puede elegirse entre distintas librerías referentes a la adquisición de datos. En esta ventana nosotros podemos seleccionar el tipo de herramienta que mas se acerque a nuestras necesidades, ya que estas herramientas nos permiten adquirir señales para un determinado numero de muestras, el número de muestras por segundo etc. En el momento de la programación se especificaran todas estas opciones que pueden ser constantes o variables dependiendo de nuestro programa. En la figura 3.13 se muestra las distintas formas de adquirir datos.

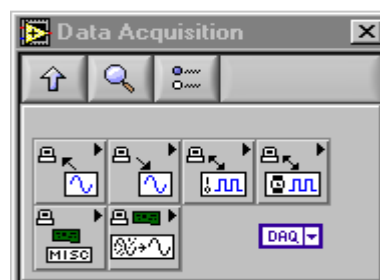


Figura 3.13.-Diferentes opciones de adquisición de datos.

Con el servidor de Web ya incluido en LabView se puede publicar el panel frontal de una aplicación sin tener que invertir tiempo adicional de desarrollo a un proyecto. Una preferencia de configuración se selecciona para que el servidor de Web comience a generar imágenes del panel frontal que puedan ser accesadas vía un “Web browser”. Algunas veces se querrá extender la capacidad de sus reportes más allá de la publicación de una imagen del panel frontal, como la creación de un reporte que incluya tablas, listas, información del operador, gráficas con fechas y horas y análisis presentado en el panel frontal de LabView. También puede tomar ventaja de las funciones de generación de reportes en formato htm listas para publicarse en la Web. Estas funciones documentan profesionalmente los resultados de una aplicación en forma rápida y fácil al añadir gráficas, paneles, listas y tablas haciendo más sencilla la integración de sus aplicaciones a la Web. Uno de los métodos mas utilizados es el de compartir datos directamente con otras áreas de la organización a través del uso de “DataSocket”.

Usando “DataSocket”, una tecnología de “National Instruments” construida sobre TCP/IP, se puede transferir datos entre computadores y aplicaciones. Las implementaciones con “DataSocket” no requieren tiempo de desarrollo extra ya que habilita una gráfica u otros objetos en el panel a transferir los datos que está desplegando a través de la red. Para publicar un VI en la Web, en primer lugar debemos empezar por habilitar el “Web Server” que se encuentra dentro de las opciones de LabView , todo esto sin correr el programa tal como se muestra en la figura 3.15 .

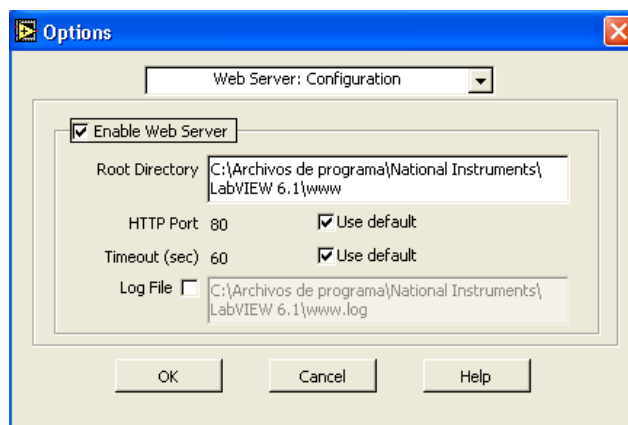


Figura 3.15.-Ventana para configurar el Web Server.

Posteriormente se corre el programa, y se hace clic en “tools” para seleccionar la opción de “Web Publishing tool” en donde nosotros podemos tener muchas opciones para publicar un VI, como son la de controlar u observar el VI a cualquier otra PC tan solo con conocer su dirección física (IP). En la figura 3.16 se muestra como aparecería el texto en la publicación de nuestro VI.

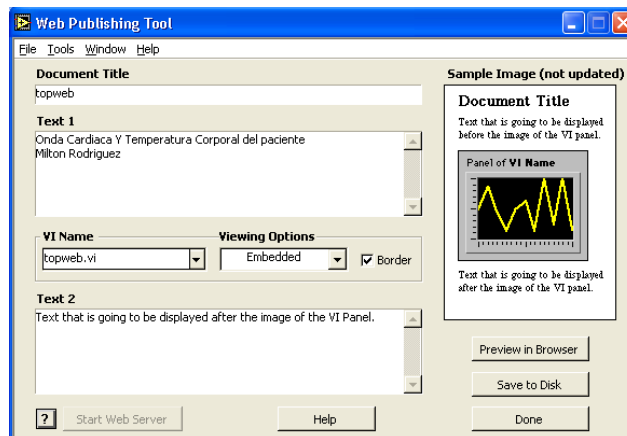


Figura 3.16.-Publicación de un VI.

En la misma ventana tenemos tres opciones que son la de guardar la dirección de nuestro documento, la de ver el documento como pagina Web y finalmente la opción de realizar la publicación con lo cual nuestro VI estará listo para ser observado

en cualquier otra PC, siempre y cuando tenga el permiso de acceso. Hay que tener en cuenta que para poder ser observado el VI publicado, el o los usuarios que estén conectados a Internet deberán conocer la dirección física de la máquina fuente y el nombre que tenga el VI, que son los datos en donde se está publicando el VI. En la figura 3.17 se muestra el VI publicado en la Web en otra PC; aquí se observa la dirección de nuestro VI con la dirección física de la máquina fuente y el nombre del programa.

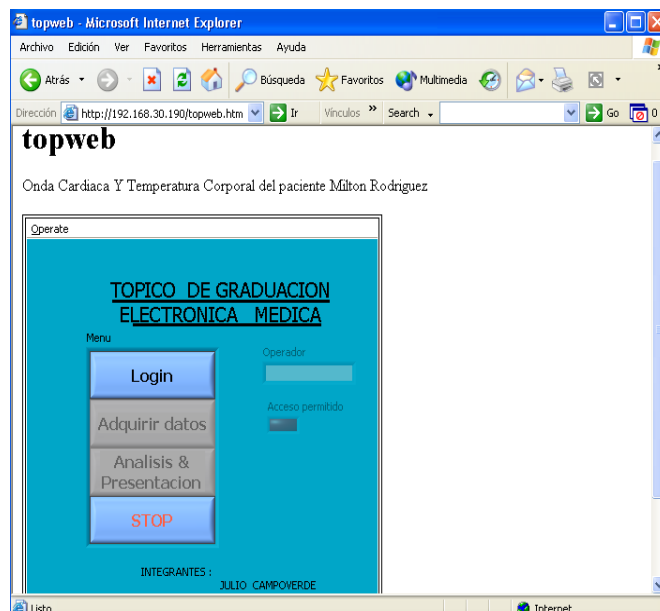


Figura 3.17.-Vista del Panel Frontal en Internet.

3.6 Descripción del programa desarrollado en LabView 6.1.

A continuación haremos una descripción general del programa desarrollado bajo el entorno de LabView que permite llevar a la práctica cada una de las estrategias estudiadas. Cada estrategia de control está estructurada en un VI principal que incorpora un subVI en el que se generan los lazos de regulación propios de la estrategia. Puesto que en este tipo de aplicación es el PC el que funciona como controlador, la tarjeta de adquisición de datos DAQ6024E debe leer la salida de nuestro sistema; es decir, la temperatura corporal y la onda de EKG de forma que la aplicación LabView trate esos datos con la mayor brevedad posible para obtener una acción de control rápida del sistema en tiempo real. Nuestro proyecto consta de dos programas: el primero un programa general en el que tratamos de aplicar todas las estrategias aprendidas, el segundo programa, más limitado que el primero, es el que lo publicamos en la Web. El programa general consta de seis ventanas principales, dentro de cada una de estas

ventanas tenemos distintos subprogramas para cada tipo de estrategia diseñada. La primera ventana que aparece en nuestro programa es la de ingresar un usuario válido con una contraseña; este subprograma o sub VI compara con los usuarios y su contraseña creados desde una tabla para validarlos. El propósito de tener usuarios válidos es la de que él médico o su enfermera puedan realizar el control de los parámetros corporales de temperatura y de un EKG. Una vez ingresado un usuario válido, la siguiente ventana es la adquirir un EKG; este subVI tiene la opción de controlar las muestras por segundo que se desea adquirir, debido a que las frecuencias cardiacas son diferentes para cada persona y porque nuestro diseño requiere de por lo menos un período completo de la onda para poder calcular los BPM (latidos por minuto). Además, dentro de esta ventana existen distintos subVI como el de calcular la amplitud real de la onda cardiaca y de presentar salidas digitales cada vez que los BPM estén con valores anormales. Para nuestro caso específico consideramos valores normales entre 60 y 100 BPM. La siguiente

ventana que puede ser controlada es la de analizar la onda del EKG descrita en el paso anterior; el propósito de analizar esta onda es la de poder capturarla para luego grabarla y tener un archivo de las ondas de los distintos pacientes de los cuales se adquiere su EKG; pero además dentro de esta misma ventana podemos ingresar el nombre, la edad del paciente así como también los datos de BPM y de amplitud adquiridos en la ventana anterior.

La siguiente ventana que podemos controlar es la temperatura corporal de una persona; este subVI nos permite grabar cada muestra de temperatura adquirida en una hoja de Excel con el promedio de las tres últimas muestras. Además podemos controlar la temperatura dentro de un rango requerido por el usuario; en este caso él médico por ejemplo, además presenta salidas digitales en caso de que la temperatura esté fuera de rango.

En la siguiente ventana el usuario puede abrir los archivos de las ondas adquiridas a los distintos pacientes y así poder dar un diagnóstico acerca de la forma de onda, de los BPM y de su amplitud; esta opción se la puede realizar sólo desde este programa y como usuario válido debido a que se creó el archivo dentro de este programa. La última ventana que aparece es la de detener el VI o de salir del programa LabView; esta ventana aparece igual que la de ingresar el usuario; debido a que no se adquiere ninguna señal y la persona que no puede ingresar como usuario válido tiene estas dos opciones. El segundo programa diseñado no tiene todas las opciones del programa general, debido a que este se lo publica en la Web y no tiene algunas opciones que se describen a continuación.

Primero, tenemos sólo cuatro ventanas, la primera es la de ingresar un usuario válido debido a que otra persona que está en la Web pueda tener el control de este VI.

Luego de que el usuario valido tenga el control puede ingresar a la segunda ventana que es la de adquirir la señal de un EKG o la temperatura corporal, pero sólo podrá ser observada; no tenemos la opción de grabar puesto que ésta solo se podría grabar en donde se esta publicando el VI, es decir en la máquina fuente. De la misma manera, el usuario puede controlar las muestras por segundo en el caso del EKG y de controlar los rangos de temperatura para el caso de la temperatura corporal; la adquisición de estos parámetros se las hace por separado debido a que son dos programas distintos, también se observarán las salidas digitales en el caso de haber anomalías (simuladas con LEDs) en la maquina fuente. En la siguiente ventana podemos analizar la onda cardiaca con los valores de los BPM y amplitud tomados en la anterior ventana así como también el de la temperatura corporal. La última ventana que aparece es la de detener el VI, o la de salir del programa LabView. En la figura 3.18 se muestra el panel frontal del programa general con cada una de

las ventanas descritas anteriormente, y en la figura 3.19 se muestra el panel frontal del programa que se publica en la Web.



Figura 3.18.-Panel Frontal del programa principal.



Figura 3.19.-Panel Frontal del programa publicado en la Web.

CAPÍTULO 4

Pruebas y resultados.

4.1 Lista de materiales.

A continuación se detallan todos los elementos utilizados en las dos etapas de acondicionamiento de señales, en la tabla 2 se detallan los elementos para la etapa del circuito del EKG y en la tabla 3 los elementos utilizados para la etapa del circuito de temperatura corporal.

4.2 Distribución y Ubicación de los componentes.

En la tabla 4 se indica la distribución de los componentes del bloque acondicionador de señal de temperatura corporal, que se muestra en la figura 2.4.

CIRCUITO ANALÓGICO EL EKG			
ELEMENTO	CANTIDAD	DESCRIPCIÓN	CARACTERÍSTICAS
TL074CN	1	Cuatro op-amps de bajo ruido y consumo de potencia. En un integrado de 14 pines	
TL072CN	2	Dos op-amps de bajo ruido y consumo de potencia. En un integrado de 8 pines	
Resistores de 47k	3		Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 10k	4		Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 33k	3		Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 330k	1		Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 1.8M	2		Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 12K	2		Pdisp máx = 1/2watt
Potenciómetro 10k	1		
Potenciómetro 5k	1		
Capacitores de 22pF	2	Capacitor de cerámica	V _{máx} = 50volt
Capacitores de 0.49uF	1	Capacitor de poliéster	V _{máx} = 50volt
Capacitores de 4uF	1	Capacitor de poliéster	V _{máx} = 50volt
Capacitores de 0.47uF	4	Capacitor de poliéster	V _{máx} = 50volt

Tabla 2.-Elementos utilizados en el circuito del EKG.

CIRCUITO ANALÓGICO DE TEMPERATURA CORPORAL			
ELEMENTO	CANTIDAD	DESCRIPCIÓN	CARACTERÍSTICAS
LM741	2	Un op-amp en un integrado de 8 pines	
Diodo zener	2		Voltaje = 9v
Diodo zener	2		Voltaje = 5v
LM 335	1	Sensor de Temperatura en un integrado	- 40 °C a 100 °C 10 mV/ °K
Resistores de 22k	2	Resistencia de ½ Wattio	Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 2.2k	2	Resistencia de ½ Wattio	Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 56k	1	Resistencia de ½ Wattio	Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 12k	1	Resistencia de ½ Wattio	Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 6.9K	1	Resistencia de ½ Wattio	Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 100K	1	Resistencia de ½ Wattio	Pdisp máx = 1/2watt
Resistores de 10K	1	Resistencia de ½ Wattio	Pdisp máx = 1/2watt
Potenciometro 10k	2		
Potenciometro 25k	1		

Tabla 3.-Elementos utilizados en el circuito de temperatura corporal.

LISTA DE COMPONENTES
Circuito de Temperatura Corporal

Componente	Ubicación	Detalles Adicionales
LM741	U1	Amplificador Operacional
LM741	U2	Amplificador Operacional
LM 335	U3	Sensor de Temperatura

Componentes Adicionales

Componente	Valores	Detalles Adicionales
R1	20K	Resistencia de ½ Watt
R2	10K	Resistencia de ½ Watt
R3	100K	Resistencia de ½ Watt
R4	2.2K	Resistencia de ½ Watt
R5	2.2K	Resistencia de ½ Watt
R6	56K	Resistencia de ½ Watt
R7	6.9K	Resistencia de ½ Watt
R8	10K	Potenciómetro
R9	10K	Potenciómetro
R10	25K	Potenciómetro
R11	12K	Resistencia de ½ Watt

Tabla 4.-Distribución de los elementos utilizados en el circuito de temperatura corporal.

En la tabla 5 se indica la distribución de los componentes del bloque acondicionador de señal del EKG, que se muestra en la figura 2.1.

LISTA DE COMPONENTES
Circuito analógico del EKG

Componente	Ubicación	Detalles Adicionales
TL074	U1A	Amplificador
TL074	U1B	Amplificador
TL074	U1C	Amplificador
TL074	U1D	Amplificador
TL072	U2A	Amplificador
TL072	U2B	Amplificador

Componentes Adicionales

Componente	Valores	Detalles Adicionales
R1-R2	47K	Resistencia de ½ Watt
R3-R5	10K	Resistencias de ½ Watt
R6-R7	33K	Resistencias de ½ Watt
R8	330K	Resistencia de ½ Watt
R9	10K	Resistencia de ½ Watt
R10	820K	Resistencia de ½ Watt
R11-R12	12K	Resistencias de ½ Watt
R13	10K	Potenciómetro
R14	5K	Potenciómetro
C1-C2	22Pf	Capacitores Cerámico
C3	3.3uF	Capacitor Poliéster
C4	0.68uF	Capacitor Poliéster
C5-C9	0.47uF	Capacitores de Poliéster

Tabla 5.-Distribución de los elementos utilizados en el circuito del
EKG.

A continuación se indica la distribución de los elementos utilizados en el circuito del opto-acoplador que se muestra en la figura 2.2.

LISTA DE COMPONENTES
Circuito analógico del opto-acoplador.

Componente	Ubicación	Detalles Adicionales
4N32	U3	Opto-acoplador
Lm741	U4	Amplificador

Componentes Adicionales

Componente	Valores	Detalles Adicionales
R15	22K	Resistencia de ½ Watt
R16	680K	Resistencias de ½ Watt
R17	270Ω	Resistencias de ½ Watt
R18	1.8K	Resistencia de ½ Watt
R19	56K	Resistencia de ½ Watt
R20	22K	Resistencias de ½ Watt
R21	1M	Potenciómetro
R22	12K	Potenciómetro
C10	22uF	Capacitor Cerámico
C11	10uF	Capacitor Cerámico

Tabla 6.-Distribución de los elementos utilizados en el circuito del
opto-acoplador.

4.3 Operación del EKG con el Simulador y con Pacientes.

En la operación de este proyecto tanto con un simulador de onda cardíaca como con pacientes, se obtuvo resultados muy satisfactorios debido a que con el simulador se observaron distintas ondas generadas y con frecuencias distintas; también se realizaron pruebas de las distintas ondas para arritmias, taquicardias y bradicardias. Se probó el circuito de adquisición de datos junto con el programa desarrollado en LabView 6.1; la onda que se obtuvo se muestra en la figura 4.1.

Para la prueba con pacientes se obtuvieron resultados importantes ya que se realizaron varias pruebas a distintos pacientes. Para realizar esta prueba se debe tener en cuenta la colocación correcta de los electrodos y la colaboración del paciente; éste debe estar lo más tranquilo posible en una posición adecuada.

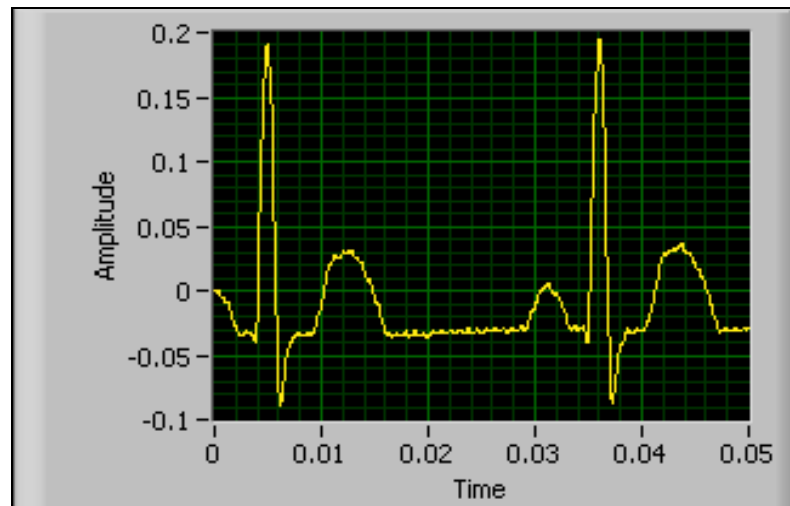


Figura 4.1.-Onda Cardíaca obtenida con el simulador.

Como se observa en la figura 4.2 la gráfica de un paciente, que comparada con la del simulador, no se observan diferencias. Además se obtuvo el registro de los BPM , la amplitud, junto con los datos de la edad y el nombre respectivo para cada paciente.

4.4 Discusión de resultados experimentales.

Los resultados con el proyecto realizado son muy importantes ,ya que se hicieron varias pruebas con el simulador y con pacientes obteniéndose resultados satisfactorios , por lo que esté proyecto

puede ser muy útil para un médico ,por su aplicación en Telemedicina , pudiéndose observar el chequeo de temperatura corporal y de un EKG por la Web.

Los circuitos analógicos para adquirir la señal cardiaca y la temperatura corporal ,con el software creado , funcionan correctamente ,en el caso de el calculo de los BPM se necesita la colaboración del paciente y se deberá esperar varios segundos hasta que la señal se estabilice y el programa pueda calcular el valor real de dicha señal cardiaca.

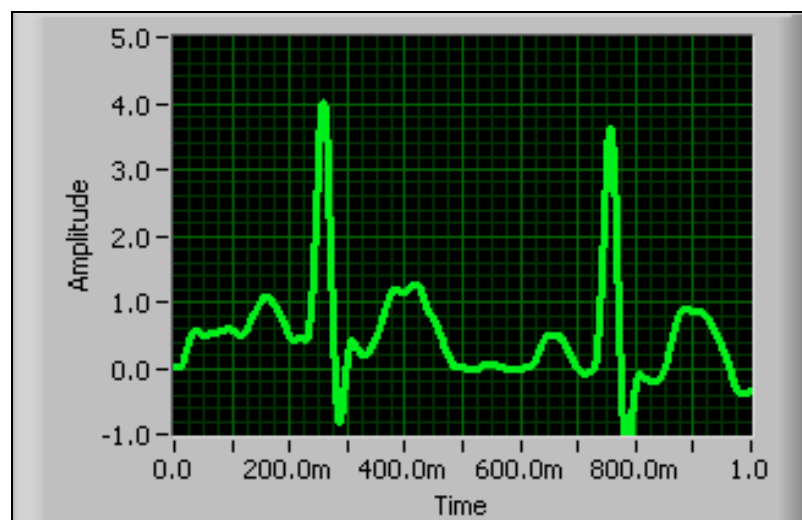


Figura 5.2.-Onda cardiaca de un paciente.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

El desarrollo de este dispositivo tiene como finalidad otorgar a la Cátedra de Electrónica Médica un equipo didáctico; esto es un hecho de marcada relevancia ya que pone de manifiesto lo que se estudia en los diferentes cursos de nuestra carrera.

Para efectos de la realización de las mediciones se emplearon los instrumentos disponibles en el laboratorio. Por otro lado, se comprueba que utilizando configuraciones sencillas y de bajo costo económico, por ejemplo, el amplificador de instrumentación, opto-acoplador, es posible obtener características de calidad similares a productos de mayor valor y, por lo tanto, complejidad.

Con la finalización del proyecto, se dota a nuestra Facultad de una herramienta más para la aplicación del software LabView en la adquisición de señales biomédicas.

APÉNDICES

APÉNDICE A1

Manual del usuario

Para realizar un EKG a un paciente. Sólo basta con colocar los electrodos a la piel de este, teniendo muy en cuenta el contacto del electrodo con la piel, debiendo aplicar para mejor recepción una sustancia gelatinosa conductora.

Seguidamente se coloca el sensor de temperatura en el cuello del paciente para adquirir la temperatura, teniendo en cuenta que se debe estar por varios segundos hasta que el sensor adquiriera la lectura correcta.

Luego de tener abierto el programa LabView, el primer paso es correr el programa, seguidamente debemos ingresar el nombre del usuario y su respectiva contraseña, de lo contrario no se podría adquirir las señales.

Luego el usuario valido podrá adquirir y controlar las señales, teniendo las opciones de grabar los archivos, en Excel para la temperatura y dentro de LabView para la onda cardiaca.

APÉNDICE A2

Generalidades del Opto-acoplador

Un opto-acoplador combina un dispositivo semiconductor formado por un foto-emisor, un foto-receptor y entre ambos hay un camino por donde se transmite la luz. Todos estos elementos se encuentran dentro de un encapsulado.

La señal de entrada es aplicada al foto-emisor y la salida es tomada del foto-receptor. Los opto-acopladores son capaces de convertir una señal eléctrica en una señal luminosa modulada y volver a convertirla en una señal eléctrica. La gran ventaja de un opto-acoplador reside en el aislamiento eléctrico que puede establecerse entre los circuitos de entrada y salida.

Los foto-emisores que se emplean en los opto acopladores son diodos que emiten rayos infrarrojos (IRED) y los foto-receptores pueden ser tiristores o transistores, ver en el diagrama eléctrico del opto-acoplador

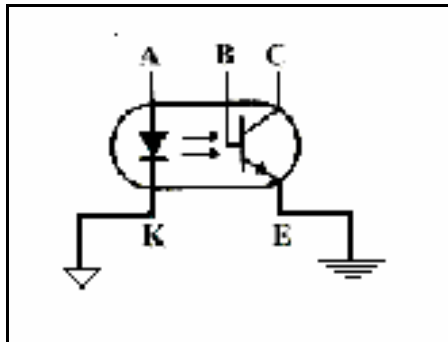


Diagrama eléctrico del opto-acoplador.

Cuando aparece una tensión sobre los terminales del diodo IRED, éste emite un haz de rayos infrarrojo que transmite a través de una pequeña guía de ondas de plástico o cristal hacia el foto-receptor. La energía luminosa que incide sobre el foto-receptor hace que este genere una tensión eléctrica a su salida, el cual responde a las señales de entrada, que podrían ser pulsos de tensión.

BIBLIOGRAFÍA.

1. Electrónica y Teoría de Circuitos por Boylestad R. y Nashelsky
2. Biblioteca del Laboratorio de Electrónica Médica.
3. Manual de Programación para LabView básico tomo I
auspiciado por la National Instruments.
4. Manual de Programación para LabView básico tomo II
auspiciado por la National Instruments.
5. Manual de Programación para LabView y aplicaciones en la
Web Auspiciado por la National Instruments.
6. Sensors and circuits: Sensors, transducers and supporting
circuits for electronic instrumentation, measurement and control by
Carr Joseph.