



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN VECTOCARDIÓGRAFO Y
VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL MEDIANTE EL SOFTWARE LABVIEW”**

TESINA DE SEMINARIO

Previa a la obtención del Título de:

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD ESPECIALIZACIÓN ELECTRÓNICA Y
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

Presentada por:

**PETER ORLANDO CHIQUITO INDACOCHEA
NANCY PATRICIA SUMBA ZHONGOR
GISELLE ESTEFANÍA VELÁSQUEZ FIGUEROA**

GUAYAQUIL – ECUADOR

2013

AGRADECIMIENTO

Primeramente agradezco a Dios por todas las bendiciones que recibo de él en especial por haberme bendecido con unos padres maravillosos Luis y Clara a quienes estoy infinitamente agradecida por todo el apoyo y amor que he recibido durante estos años. A mis hermanos José Luis, Martha y Fanny y a mi novio Peter quienes han sido motivo de felicidad y han estado conmigo en todo momento.

Agradezco a todos los maestros que me han impartido sus conocimientos y enseñanzas en esta prestigiosa universidad.

Nancy

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por haberme dado sabiduría y por haberme dado a unos excelentes padres Betty y Nicolás que han sabido guiarme por el camino correcto, a mi hermano Jordy por ser una persona atenta y a mi novia Nancy por estar pendiente de mí y por brindarme toda su comprensión.

A los profesores que han sido los guías en todo el desarrollo de mi vida universitaria, al Ing. Miguel Yapur por haber compartido sus enseñanzas.

Peter

AGRADECIMIENTO

Agradezco en primer lugar a Dios por acompañarme en cada paso de mi vida, por estar tan presente y porque en él deposito toda mi fe. A mi familia por creer en mí, por su apoyo, ejemplo y esfuerzo. Al ingeniero Yapur por sus enseñanzas y excelente disposición. A mis amigos porque en cada cosa que hacen me inspiran a construir mis sueños.

Giselle

DEDICATORIA

A Dios por ser el motor que conduce mi vida, por su amor he infinita misericordia

A mis padres y hermanos quienes son mi mayor apoyo y fuente de inspiración para mi formación profesional y espiritual y a Peter por toda su comprensión, apoyo y amor que siempre he recibo de parte suya.

A familiares, amigos y maestros.

Nancy

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mi familia, por ser el pilar fundamental en mi vida, porque con y por ellos he aprendido que lo más importante es la familia y que solo por la familia somos capaces de llegar tan lejos como el pensamiento lo permite, de alcanzar nuestros sueños y llegar a ser el reflejo de todo lo que nuestros padres han soñado.

Giselle

DEDICATORIA

Dedicada a mis padres, a mi hermano y a Nancy por estar siempre presentes dándome ánimos y consejos para seguir adelante y no decaer, pensar siempre positivo y a seguir luchando por lo que uno se propone en la vida.

Peter

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

Ing. Miguel Yapur, M.Sc.

PROFESOR DEL SEMINARIO DE GRADUACIÓN

Ing. Luis Fernando Vásquez, M.Sc.

PROFESOR DELEGADO POR LA UNIDAD ACADÉMICA

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido de esta Tesina, nos corresponde exclusivamente a nosotros; y el patrimonio intelectual de la misma a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”

(Reglamento de Graduación de la ESPOL)

Peter Orlando Chiquito Indacochea

Nancy Patricia Sumba Zhongor

Giselle Estefanía Velásquez Figueroa

ABREVIATURAS

VKG	Vectocardiografía
EKG	Electrocardiografía
mV	Mili voltios
Hz	Hertz
Fc	Frecuencia de corte
C	Capacitor
R	Resistencia
Q	Factor de calidad
G	Ganancia
FH	Frecuencia de corte alta
FL	Frecuencia de corte baja
A/D	Analógico/Digital
RSE	Referencial

RESUMEN

El corazón es el órgano principal del sistema circulatorio, que se encarga de suministrar, por medio de un bombeo constante, sangre a todo el organismo; y como cualquier otro órgano, en cualquier momento de la vida de una persona puede presentar problemas debido a diferentes factores que se pueden o no controlar, como la edad, una mala rutina de alimentación, enfermedades congénitas, fumar en exceso, falta de actividad física, entre otros.

El presente trabajo corresponde a la construcción y estudio de un vectocardiógrafo, el mismo que permite analizar el comportamiento de las corrientes iónicas que pasan a través del músculo cardíaco, lo cual es representado por un fasor, formando de esta manera un muestreo del cambio, en el tiempo, del vector cardíaco, debido a la variación de las corrientes iónicas que circulan por el corazón.

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTO.....	II
DEDICATORIA.....	V
TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN.....	VIII
DECLARACIÓN EXPRESA.....	IX
ABREVIATURAS.....	X
RESUMEN.....	XI
ÍNDICE GENERAL.....	XII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XVI
ÍNDICE DE TABLAS.....	XX
INTRODUCCIÓN.....	XXI

CAPÍTULO 1

ASPECTOS GENERALES	1
1.1 Electrocardiografía.....	2
1.2 Vectocardiografía.....	3
1.3 Diferencia entre VKG y EKG.....	4
1.4 Importancia de la vectocardiografía.....	5
1.5 Señales del vectocardiograma.....	6
1.5.1 Origen de la señal del VKG.....	6

1.5.2 Obtención de la señal del VKG.....	9
--	---

CAPÍTULO II

ASPECTOS TÉCNICOS.....	10
2.1 Principios de diseño del circuito.....	10
2.2 Características del equipo vectocardiógrafo.....	11
2.3 Etapas del circuito.....	12
2.3.1 Red de Frank.....	12
2.3.2 Etapa de pre-amplificación.....	13
2.3.3 Seguidor de voltaje.....	15
2.3.4 Filtro pasa-alto.....	16
2.3.5 Filtro pasa-bajo.....	18
2.3.6 Filtro pasa-banda.....	19
2.3.7 Filtro Notch.....	20
2.3.8 Etapa de amplificación final	22
2.4 Procesamiento de la señal digital VKG.....	24
2.4.1 Conversión analógica/digital.....	24
2.4.2 Elección del software donde se visualizarán las ondas.....	25
2.4.3 Adquisición y visualización de la señal VKG mediante el software.....	28

CAPÍTULO III

IMPLEMENTACIÓN DEL VECTOCARDIÓGRAFO.....	38
3.1 Circuito realizado en Proteus para la implementación del vectocardiógrafo.....	38
3.2 Circuito electrónico del vectocardiógrafo.....	40
3.3 Cables para conexión del paciente al equipo	41
3.4 Alimentación del equipo	42
3.5 Adquisición de datos.....	43
3.6 Equipo completo.....	43

CAPÍTULO IV

PRUEBAS REALIZADAS, GRÁFICAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	45
4.1 Instrumentación.....	45
4.1.1 Electrodo descartable.....	46
4.1.2 Electrodo de succión.....	47
4.2 Consideraciones al momento de colocar los electrodos.....	47
4.3 Posición de los electrodos.....	48
4.4 Señal VKG realizada con el software	52
4.5. Análisis de Resultados.....	55

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

ANEXOS

ANEXO A: CIRCUITO VKG AMPLIADO

ANEXO B: DIAGRAMA DE BLOQUES EN LABVIEW

BIBLIOGRAFIA

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Origen de la señal del VKG.....	6
Figura 1.2 Planos del vectocardiograma.....	8
Figura 2.1 Diagrama de bloque del circuito del vectocardiógrafo.....	11
Figura 2.2 Red de Frank.....	13
Figura 2.3 Circuito de Pre-amplificación.....	15
Figura 2.4 Circuito de aislamiento.....	16
Figura 2.5 Circuito filtro pasa-alto	17
Figura 2.6 Circuito filtro pasa-bajo.....	18
Figura 2.7 Circuito filtro pasa-banda.....	20
Figura 2.8 Circuito filtro Notch.....	20
Figura 2.9 Circuito Amplificador Inversor.....	22
Figura 2.10 Circuito completo del VKG diseñado en Proteus.....	23
Figura 2.11 Panel Frontal del Software Labview.....	27

Figura 2.12 Diagrama de Bloques del Software Labview.....	28
Figura 2.13 Configuración del Bloque de Adquisición DAQ.....	31
Figura 2.14 Bloque Split Signals.....	32
Figura 2.15 Etapa de Filtrado Digital.....	33
Figura 2.16 Visualización de las señales Vx, Vy y Vz en gráficas de tipo Chart. 34	
Figura 2.17 Bloque XY GRAPH	35
Figura 2.18 Grafico en 3D en el que se visualizará las curvas del VKG proyectada en los planos XYZ.....	36
Figura 2.19 Diagrama de Bloques completo	36
Figura 2.20 Panel Frontal del VKG.....	37
Figura 2.21 Proyección de las curvas del VKG en los planos XYZ.....	37
Figura 3.1 Circuito realizado en Proteus para la implementación del VKG....	39
Figura 3.2 Circuito electrónico del vectocardiógrafo.....	40
Figura 3.3 Cables.....	41

Figura 3.4 Pines del conector DB15.....	42
Figura 3.5 Fuente dual +12V y -12V.....	42
Figura 3.6 Tarjeta de Adquisición de Datos NI USB-6009.....	43
Figura 3.7 Equipo completo.....	44
Figura 4.1 Electrodo descartable.....	46
Figura 4.2 Electrodo de succión.....	47
Figura 4.3 Electrodo colocado en el pecho.....	50
Figura 4.4 Electrodo colocado en la espalda y cuello.....	50
Figura 4.5 Electrodo colocado en la pierna derecha.....	51
Figura 4.6 Electrodo colocado en la pierna izquierda.....	51
Figura 4.7 Señales V_x , V_y y V_z	52
Figura 4.8 Plano Frontal XY.....	53
Figura 4.9 Plano Horizontal XZ.....	53
Figura 4.10 Plano Sagital ZY.....	54
Figura 4.11 Proyección del VKG.....	54

Figura 4.12 Curvas del vectocardiógrafo.....56

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Detalle de la dirección de los vectores de acuerdo al plano.....	4
---	---

INTRODUCCIÓN

La vectocardiografía es un tema de vital importancia en los tiempos actuales, dado que las enfermedades cardíacas son un mal tan presente en nuestro medio que nos presentan la necesidad de contar con métodos alternativos, aun cuando los conocidos son excelentes, que nos permitan llegar a un diagnóstico médico acertado para dar el tratamiento que corresponde. Esto da lugar a la relevancia del tema propuesto para la presente tesina, en la cual se encontrará el detalle de un trabajo práctico de vectocardiografía llevado a cabo desde su diseño hasta su implementación.

En el primer capítulo se estudian aspectos generales de electrocardiografía y vectocardiografía para conocer su relación, diferencias y con los que además se cuenta como soporte a los temas que se revisarán posteriormente.

A nivel del capítulo dos comienza el desarrollo del trabajo, definiéndose en el mismo los principios de diseño y el diagrama de bloques del circuito. Se

establecen las etapas del circuito y se explica la forma en que se va a adquirir la señal, y por medio del software seleccionado visualizar la señal del VCG.

En el tercer capítulo se detalla el proceso de implementación, se plantean las consideraciones generales y los procedimientos asociados a las pruebas realizadas.

En el último capítulo se encontrarán las gráficas y resultados de las pruebas realizadas y por último los análisis de los resultados obtenidos, recomendaciones y conclusiones.

CAPÍTULO 1

ASPECTOS GENERALES

Se debe de tener en cuenta varios aspectos importantes antes de entrar al análisis de la vectocardiografía para que se pueda comprender de forma adecuada el propósito del equipo y la asistencia que proporcionará en los centros de atención para la salud.

Se empezará estudiando los inicios de la vectocardiografía y en este caso se hace el estudio por medio de la Red de Frank y a partir del entendimiento de ese proceso se hará el análisis de las señales que se obtienen, como se

originan, las etapas por las cuales atraviesan cada una de ellas, los resultados posibles y su respectivo análisis.

1.1. Electrocardiografía

Es un método clínico para diagnosticar enfermedades del corazón, basado en la actividad eléctrica cardíaca. Muestra gráficamente el registro de los potenciales eléctricos durante un periodo de tiempo. Se produce una repolarización y una despolarización en cada célula, lo cual permite una diferencia de voltaje.

Los electrodos permiten la obtención de la actividad eléctrica cardíaca, esta señal es enviada directamente a un amplificador, un filtrado y otras etapas que permiten que la señal obtenida sea nítida y con menor ruido posible.

Dentro de la electrocardiografía se obtienen una onda P, T y una compleja QRS. La onda P corresponde a la contracción o despolarización auricular. El complejo QRS representa a la contracción o despolarización ventricular.

Q: Primera desviación negativa.

R: Primera desviación positiva.

S: Desviación negativa que sigue a la onda R.

La onda T corresponde a la relajación o repolarización ventricular

1.2. Vectocardiografía

La vectocardiografía es un método complementario de la electrocardiografía, que consiste en la proyección en un mismo plano, de las resultantes de la suma algebraica de todos aquellos vectores instantáneos obtenidos en un mismo ciclo cardíaco.

En la vectocardiografía se distinguen tres planos en los cuales se proyectan vectores, que representan fuerzas, con direcciones definidas cuya combinación nos ayudará a obtener una configuración espacial esperada para a través de esta poder llegar a una conclusión.

En la siguiente tabla se puede apreciar la dirección que los vectores deben tener en cada uno de los planos.

Tabla 1. Detalle de la dirección de los vectores de acuerdo al plano*Fuente: Propio*

Dirección de vectores de acuerdo al plano		
Plano Frontal	Dirección de las fuerzas	
	Arriba	Derecha
	Abajo	Izquierda
Plano Sagital	Dirección de las fuerzas	
	Adelante	Arriba
	Atrás	Abajo
Plano Horizontal	Dirección de las fuerzas	
	Adelante	Derecha
	Atrás	Izquierda

1.3. Diferencia entre VKG y EKG

La electrocardiografía proporciona información escalar respecto del vector cardíaco, donde las derivaciones del plano frontal incluyen tanto derivaciones bipolares como unipolares.

Por otro lado la vectocardiografía utiliza el método de Frank para mostrar una representación gráfica en 3D de los planos cardíacos frontal, sagital y horizontal.

La información presentada corresponde a la proyección del extremo del vector cardíaco en los planos mencionados a lo largo de un ciclo cardíaco. Se interpretan los resultados de acuerdo a las formas obtenidas, sus direcciones y sus sentidos de rotación.

La vectocardiografía es muy útil principalmente porque proporciona información adicional a la que se obtiene por medio de la electrocardiografía, su limitación es que su interpretación resulta más compleja razón por la cual se utiliza en forma más restringida en casos clínicos y de investigación.

1.4. Importancia de la vectocardiografía

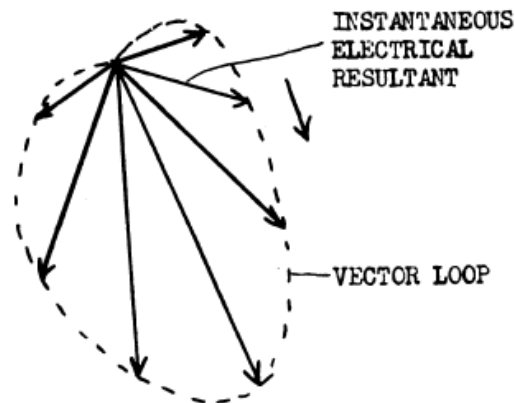
Las enfermedades cardiovasculares son una de las principales causas de muerte en el mundo, esto es debido a los malos hábitos alimenticios, un ritmo de vida acelerada, el sedentarismo, el fumar, entre otros. La vectocardiografía es importante debido a que ayuda a una detección precoz de cualquier tipo de enfermedad cardíaca, y cuanto antes se le haga el diagnóstico, se encontrará una solución más rápida al problema y de esta manera el paciente tendrá un mejor pronóstico.

1.5. Señales del vectocardiograma

Para definir las señales del vectocardiograma se considera un sistema para la adquisición de las mismas. Dicho sistema se encuentra constituido por una red de Frank, amplificadores y filtros que permiten obtener una señal más clara.

1.5.1. Origen de la señal del VKG

Durante el ciclo eléctrico del corazón se generan múltiples vectores instantáneos y estos se pueden representar con un solo vector resultante, que representa la corriente eléctrica que circula a través del corazón y es denominada fuerza eléctrica y varía constantemente en magnitud y dirección. La línea que une las puntas de los vectores resultantes se denomina bucle o lazo del vector.



Fuente: Harry Abranison, M.I.D. and C. R. Burton , Clinical Spatial Vectorcardiography, Vol. 83, NO. 22

Figura 1.1 Origen de la señal VKG [1].

Las curvas del vectocardiograma se componen por el lazo QRS que se origina a partir de la suma algebraica de los vectores resultantes productos de la despolarización de los ventrículos en cualquier instante de tiempo, así como el lazo P se origina de la despolarización de las aurículas y la T de la repolarización ventricular, el lazo más representativo corresponde al lazo QRS.

La rotación para cada uno de los vectores mencionados se realizará en sentido horario o antihorario. En la figura 1.1 se nota que el lazo se mueve en sentido horario, lo que me indica que las fuerzas iniciales de la despolarización ventricular se dirigen hacia arriba y a la izquierda del paciente. Mientras avanza el proceso, estas fuerzas aumentan en magnitud y son dirigidas hacia abajo. Las fuerzas que terminan el ciclo de despolarización se dirigen hacia abajo y a la derecha. Si el ciclo ahora está en sentido antihorario, dichas fuerzas iniciales se dirigen hacia abajo y a la derecha y las fuerzas terminales hacia arriba y a la izquierda del paciente.

El sistema de colocación de electrodos en vectocardiografía nos permite determinar la actividad eléctrica que surge en el corazón y se lo puede dividir en tres diferentes componentes X, Y y Z que actúan en ángulos rectos entre sí.

- **Plano Frontal.**

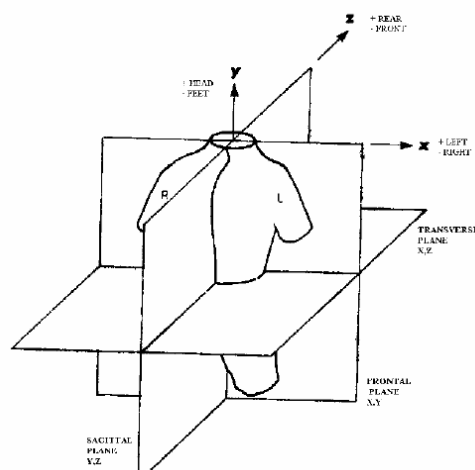
Aquí son referidas a las componentes X, Y cuyas fuerzas son dirigidas hacia la derecha o izquierda, arriba o abajo, respectivamente.

- **Plano sagital.**

Las componentes relacionadas en este plano son Z, Y en las que se proyectan fuerzas dirigidas hacia adelante o atrás, arriba o abajo respectivamente.

- **Plano horizontal.**

Las fuerzas son proyectadas hacia adelante o atrás, a la derecha o izquierda cuyos ejes de referencias son las componentes X, Z respectivamente.



Fuente: Peter Strung, *Biophysical, Measurements*, Ed. Tektronix.
Figura 1.2 Planos del vectocardiograma [2].

1.5.2. Obtención de la señal del VKG

La señal receptada por los electrodos pasa a la red de Frank la cual da como resultado tres señales. Cada una de las señales pasa a través de una etapa de pre amplificación la cual cuenta con un integrado AD-620, la salida va a un seguidor de voltaje el que debido a la alta impedancia a la entrada, aísla la salida con respecto a la señal de entrada. A continuación la señal pasa por un filtro pasa alto, un filtro pasa bajo y un filtro notch que elimina ruidos dentro del circuito. Por último la señal pasa por un amplificador inversor en el que la señal de salida es inversa a la señal de entrada. Estas tres señales que se obtienen luego serán procesadas para tener los resultados que se busca.

CAPÍTULO 2

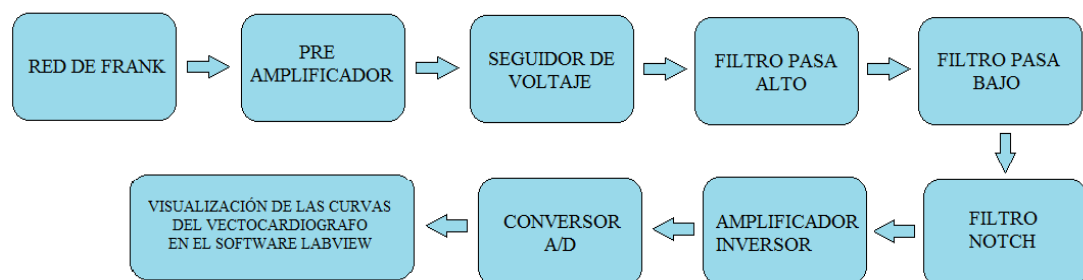
ASPECTOS TÉCNICOS

2.1. Principios del diseño del circuito

Algunas células en el cuerpo tienen la propiedad de producir potenciales bioeléctricos debido a la actividad electroquímica de sus membranas. Puesto que cada tipo de célula presenta una actividad eléctrica característica, la medida de esta actividad proporciona información sobre su funcionamiento [3].

Para obtener las tres señales que se requieren para el vectocardiógrafo se usó la red de Frank en la que se colocan 7 electrodos y el octavo como referencia.

A continuación de cada salida de la etapa de la red de Frank, se coloca un pre amplificador usando un amplificador instrumental, continuo a este se encuentra el seguidor de voltaje, posteriormente la etapa de filtrado y para terminar, atraviesa la señal por un amplificador inversor para luego hacer la respectiva adquisición de la señal que permitirá analizar los resultados en un computador. La realización del diseño del circuito del vectocardiógrafo se basó en el siguiente diagrama de bloques.



Fuente: Propio.

Figura 2.1 Diagrama de bloque del circuito del vectocardiógrafo

2.2. Características del equipo vectocardiógrafo

El vectocardiógrafo se encuentra conformado por varias etapas, las cuales están distribuidas de tal forma que la señal obtenida sea la deseada para la interpretación.

La señal al inicio es analógica y pasa a través de una etapa de amplificación en el que se usa un amplificador de instrumentación modelo AD620, se filtra la señal usando filtros pasa-alto, pasa-bajo y notch para eliminar ruidos y dejar una señal clara, luego se realiza la adquisición de la señal para analizarlas en la PC mediante el software Labview.

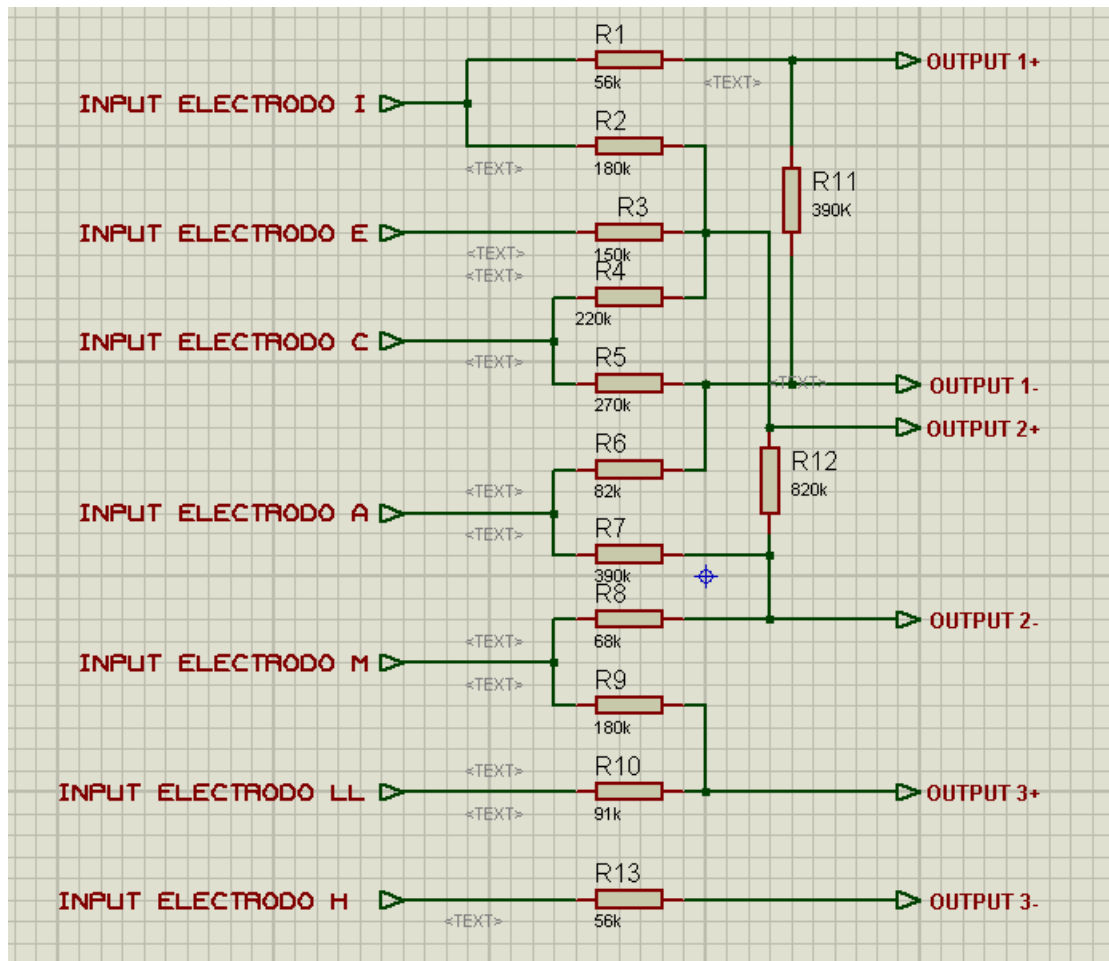
2.3. Etapas del circuito

Para la ejecución del vectocardiógrafo, se tuvo que realizar el diseño de un circuito dividido en las etapas que se detallan a continuación.

2.3.1. Red de Frank

La red de Frank recepta la señal de los electrodos la cual atraviesa un circuito compuesto por resistencias que da como resultado tres señales que permitirán conseguir las curvas de vectocardiograma.

Se colocan los siete electrodos en los diferentes lugares del cuerpo y el octavo se lo coloca como referencia a tierra para minimizar la interferencia.



Fuente: Propio.

Figura 2.2 Red de Frank

2.3.2. Etapa de pre-amplificación

La etapa de pre-amplificación permite que la señal obtenida de la red de Frank, se amplifique debido a que la señal de entrada es demasiado pequeña para su manejo.

El integrado AD620 es utilizado en este proyecto debido a que el mismo ya ha tenido aplicaciones en la medicina por su alto rechazo de modo común CMRR y alta impedancia de entrada una de las aplicaciones es el EKG. La ganancia de este integrado viene dado por la siguiente fórmula.

$$G = \frac{49400}{RG} + 1 \quad (2.1)$$

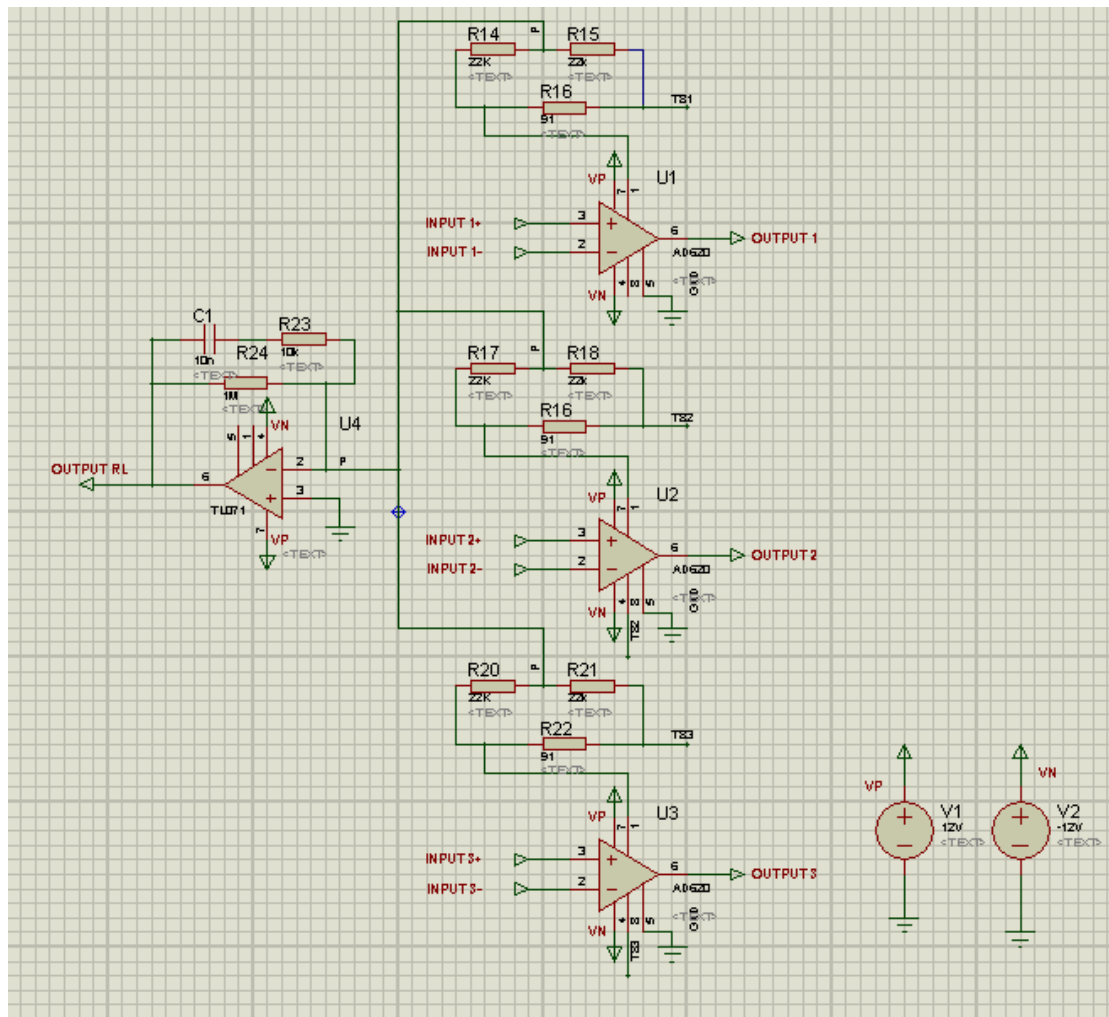
Para este circuito se eligió una resistencia de 91 ohmios.

$$G = \frac{49400}{91} + 1 \quad (2.2)$$

$$G = 543.86 \quad (2.3)$$

Con la resistencia que se seleccionó se obtuvo una ganancia de 543.86, ganancia considerable para amplificar las señales que ingresan al circuito ya que son muy pequeñas alrededor de los milivoltios.

En la figura 2.3 se observa las 3 etapas de pre-amplificación para las señales obtenidas de la red de Frank también podemos visualizar el circuito de la pierna derecha cuya salida se debe conectar al electrodo RL que representa la referencia a tierra.



Fuente: Propio.

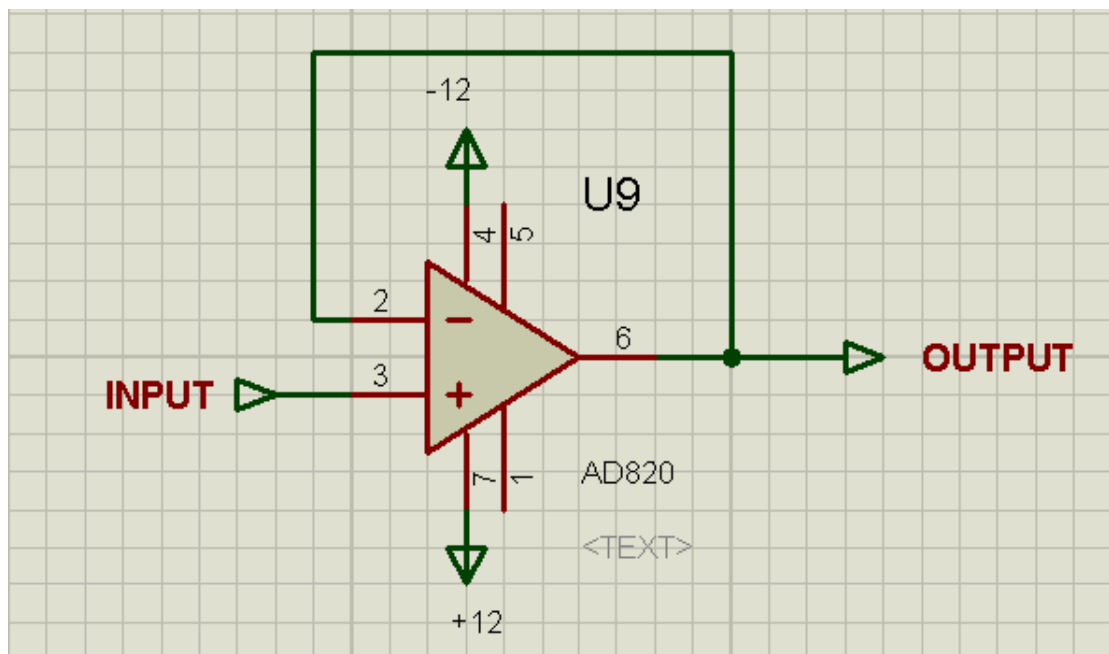
Figura 2.3 Circuito de Pre-amplificación

2.3.3. Seguidor de voltaje

Esta es la etapa de aislamiento que protege al paciente de cualquier incidente que pudiese ocurrir al momento de la evaluación.

En esta etapa, el voltaje de entrada será el mismo voltaje de salida, esto sucede debido a la alta impedancia de entrada que también ocasiona un aislamiento de la señal de entrada respecto de la de salida. Para efecto se utilizó el integrado AD820 diseñado para aplicaciones médicas.

El circuito que se utilizó en el presente proyecto fue el de la figura 2.4.

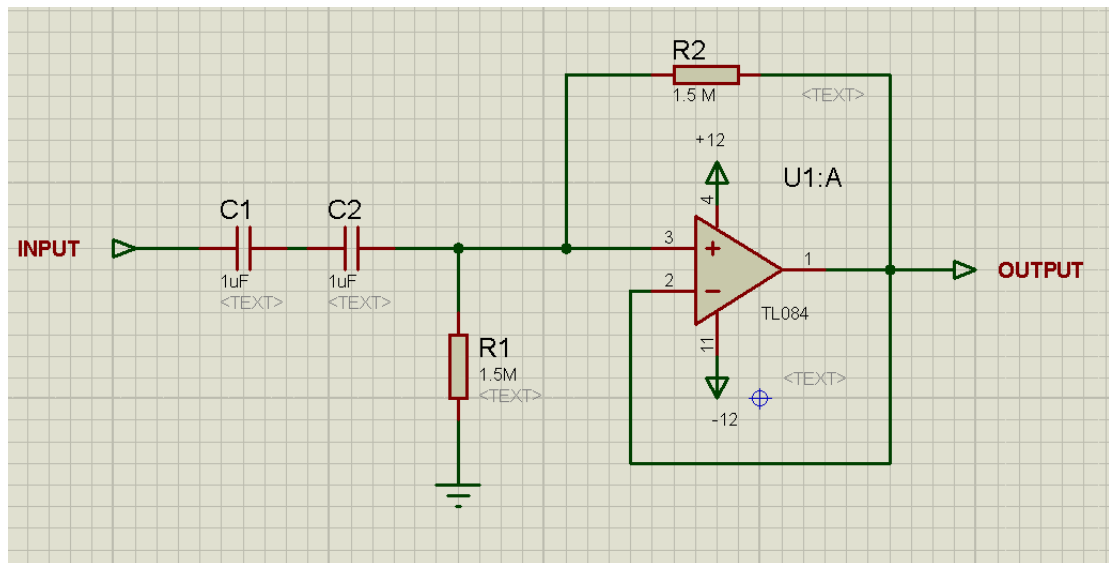


Fuente: Propio.

Figura 2.4 Circuito de aislamiento

2.3.4. Filtro pasa-alto

El filtro pasa-alto permite el paso de las frecuencias por encima de la frecuencia de corte, rechazando las frecuencias por debajo de la misma. El filtro pasa-alto que se usó fue el siguiente.



Fuente: Propio.

Figura 2.5 Circuito filtro pasa-alto

Para el diseño del circuito se tiene la siguiente fórmula:

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * \sqrt{R1 * R2 * C1 * C2}} \quad (2.4)$$

Donde F_c representa la frecuencia de corte, $R1$, $R2$, $C1$ y $C2$ representan las resistencias y los capacitores del circuito respectivamente.

Para el diseño se requiere que la frecuencia de corte sea de 0.1 Hz. De este modo se eligió el valor del capacitor de 1 μ F. Se considera que $C1=C2=C$ y

$R1=R2=R$. Entonces se tiene:

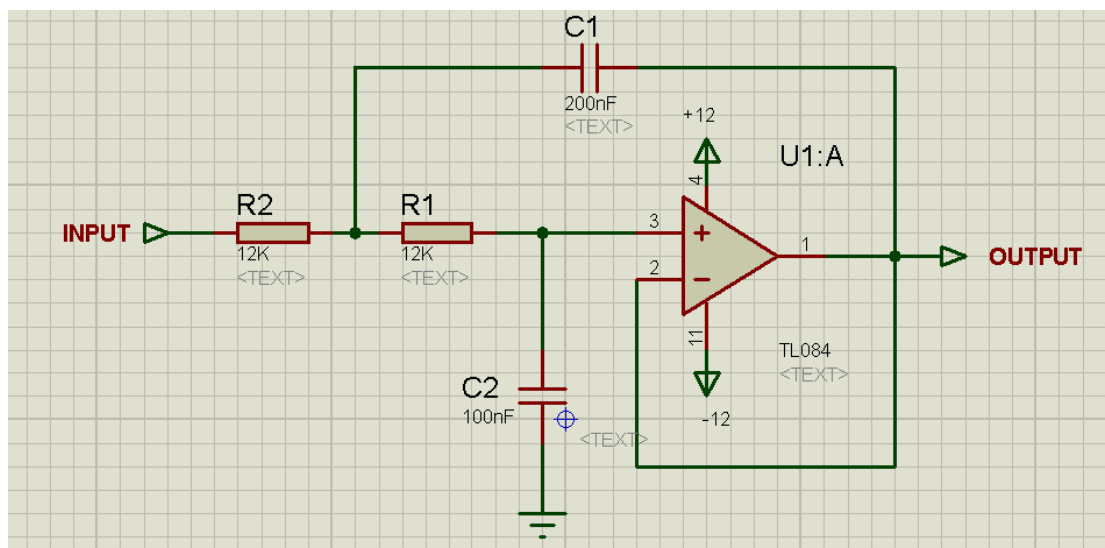
$$R = \frac{1}{2 * \pi * F_c * C} \quad (2.5)$$

$$R \approx 1.5 \text{ Mohmios}$$

(2.6)

2.3.5. Filtro pasa-bajo

Actuando de forma ideal, el filtro deja pasar las frecuencias por debajo de la frecuencia de corte, pero las frecuencias por encima de esta las rechaza. El circuito empleado fue el que se encuentra a continuación.



Fuente: Propio.

Figura 2.6 Circuito filtro pasa-bajo

Para el diseño del filtro se debe considerar que la $F_c=100\text{Hz}$ el valor del factor de calidad $Q=0.707$.

$$Q_c = 0.5 \sqrt{\frac{C_2}{C_1}}$$

(2.7)

$$F_p = \frac{1}{2 * \pi * R * \sqrt{C_1 * C_2}} \quad (2.8)$$

Si elegimos el capacitor $C_1 = 100\text{nF}$ entonces tenemos que:

$$C_2 = \left(\frac{Q}{0.5}\right)^2 * C_1 \quad (2.9)$$

Reemplazando el valor de Q y C_1 se tiene que:

$$C_2 \approx 199.99\text{nF} \quad (2.10)$$

Si consideramos que $F_c = F_p$

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R * \sqrt{C_1 * C_2}} \quad (2.11)$$

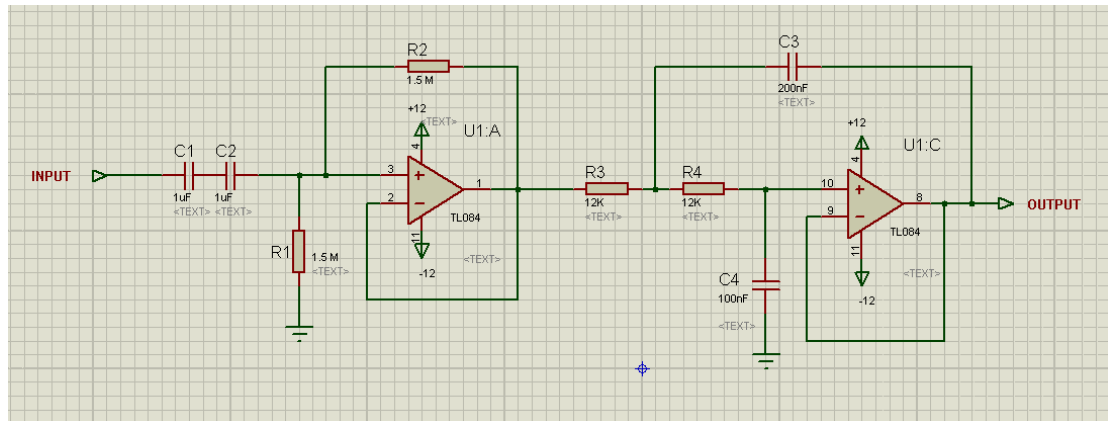
Si reemplazamos en la fórmula los valores de F_c , C_1 y C_2 tenemos que el valor de la resistencia es de:

$$R = \frac{1}{2 * \pi * F_c * \sqrt{C_1 * C_2}} \quad (2.12)$$

$$R = 12\text{K}\Omega$$

2.3.6. Filtro pasa-banda

El filtro pasa-banda es la unión del filtro pasa-alto con el filtro pasa-bajo mostrados en la figura 2.5 y 2.6 respectivamente, por lo que deja pasar las frecuencias de un rango determinado. El circuito resultante de la unión de ambos fue el siguiente:

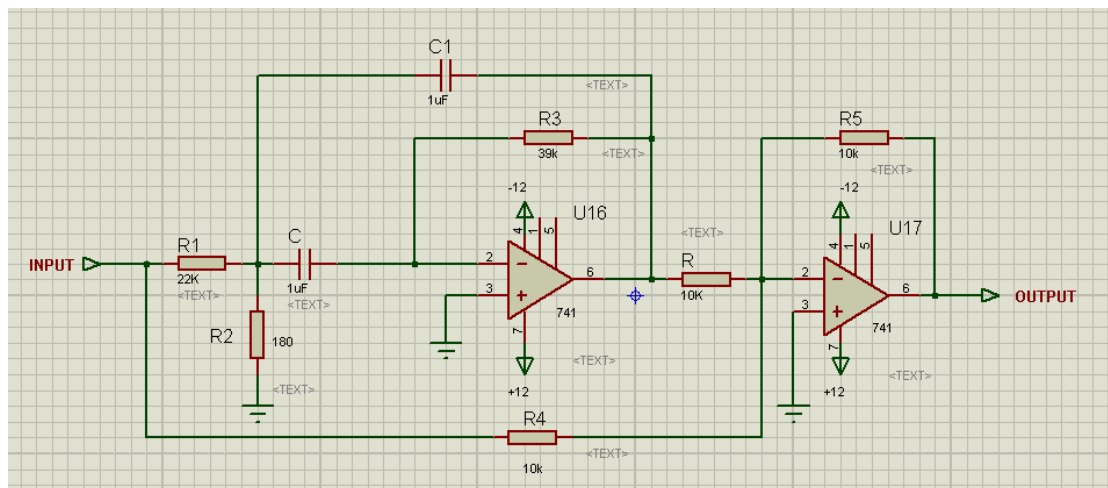


Fuente: Propio.

Figura 2.7 Circuito filtro pasa-banda

2.3.7. Filtro Notch

El filtro Notch se encarga de rechazar frecuencias de 60 Hz provenientes de la red eléctrica para entregar una señal con el menor ruido posible.



Fuente: Propio.

Figura 2.8 Circuito filtro Notch

Para el diseño del circuito se tiene:

$$\frac{R3}{2R1} = \frac{R}{R4} \quad (2.14)$$

$$G = -\frac{R3}{2 * R1} \quad (2.15)$$

$$Q = \frac{R3 * 2 * \pi * Fc * C}{2} \quad (2.16)$$

$$Q = \frac{Fc}{FH - FL} \quad (2.17)$$

Asumimos que el valor del capacitor C es de 1uf, FH=64 Hz, FL=56 Hz, Fc=60Hz de esta manera se tiene que :

$$Q = \frac{Fc}{FH - FL} \quad (2.18)$$

$$Q = 7,5 \quad (2.19)$$

$$R3 = \frac{2 * Q}{2 * \pi * Fc * C} \quad (2.20)$$

$$R3 \approx 39.7 \text{ Kohmios} \quad (2.21)$$

Si G=-1 entonces:

$$R1 = -\frac{R3}{2 * G} \quad (2.22)$$

$$R1 \approx 19.85 \text{ Kohmios} \quad (2.23)$$

Si asumimos $R_4=10k$ entonces

$$R = \frac{R_4 + 2 * R_1}{R_3} \quad (2.24)$$

$$R \approx 10k\text{ohmios} \quad (2.25)$$

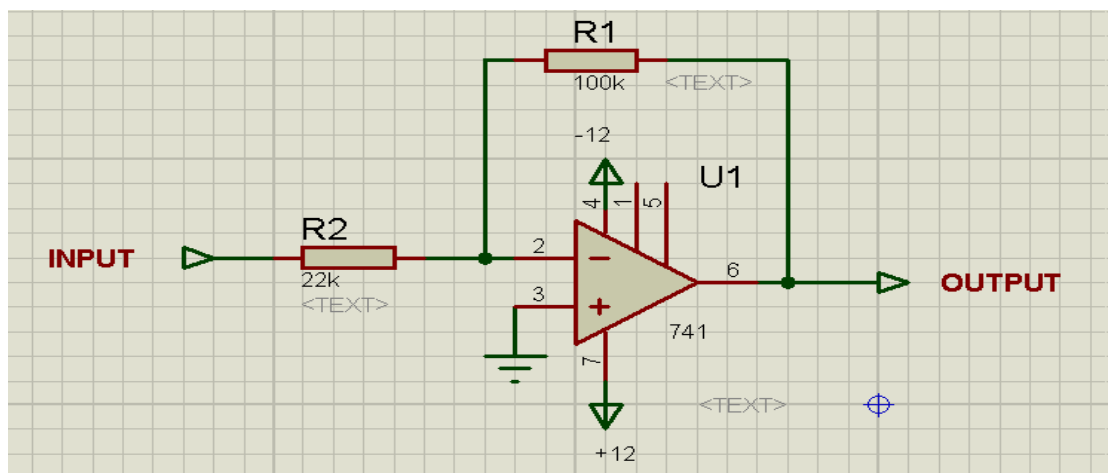
Reemplazando en la ecuación los valores previos obtenidos

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * C} \sqrt{\frac{R_1 + R_2}{R_1 * R_2 * R_3}} \quad (2.26)$$

$$R_2 \approx 180\text{ohmios} \quad (2.27)$$

2.3.8. Etapa de amplificación final

En esta etapa del circuito, la señal de salida es inversa a la señal de entrada y es amplificada.



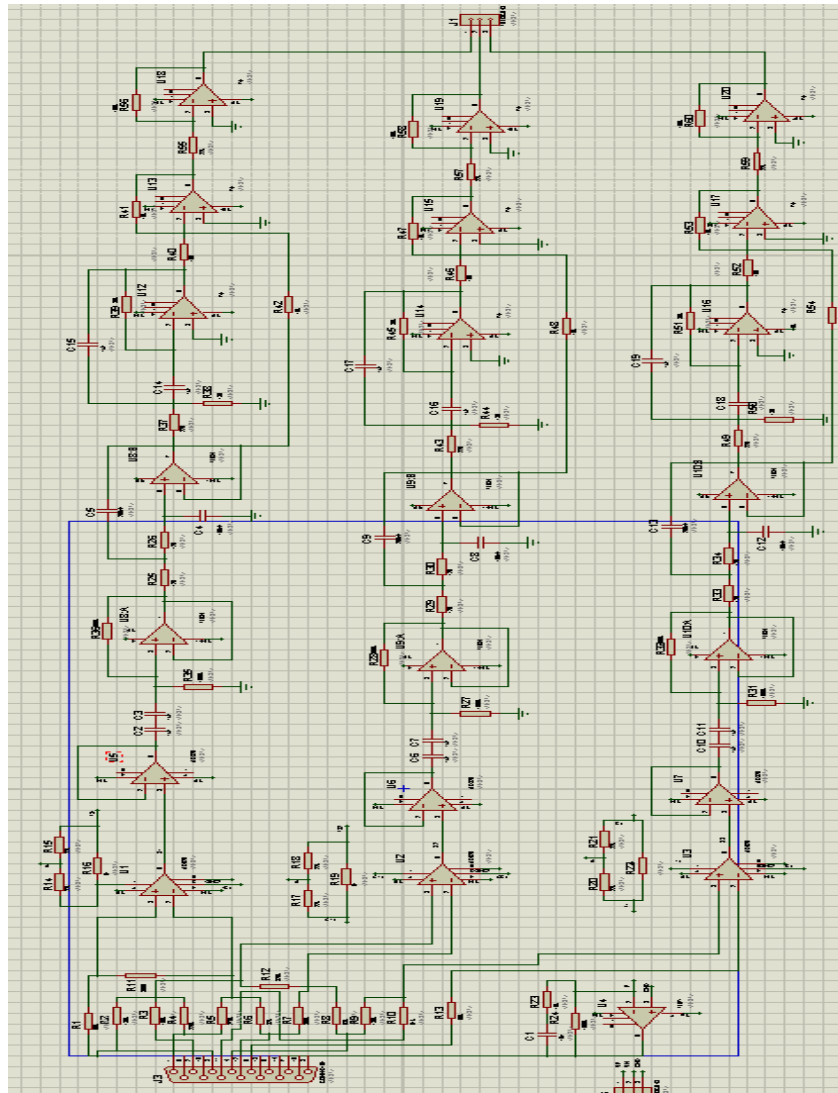
Fuente: Propio.

Figura 2.9 Circuito Amplificador Inversor

El valor correspondiente de ganancia es igual a:

$$G = - \frac{R1}{R2} \quad (2.28)$$

$$G \approx - 4,54 \quad (2.29)$$



Fuente: Propio.

Figura 2.10 Circuito completo del VKG diseñado en Proteus
(Ver circuito ampliado en el ANEXO A)

2.4. Procesamiento de la señal digital VKG

Una vez culminado con el diseño del Hardware el siguiente paso es adquirir las señales que se obtienen del circuito electrónico para posteriormente ser procesadas con el software de la PC que hemos elegido.

2.4.1. Conversión analógica/digital

La conversión analógica digital es el procedimiento mediante el cual al recibir niveles de tensión continuo este genera señales discretas a la salida. La resolución es uno de los factores más importantes en la conversión analógica digital y cuya función viene dada por la cantidad de bits a la salida 2^n , dependiendo de cuan buena resolución se tenga se podrán notar mejor los niveles de entrada [4].

La función de transferencia de un convertidor A/D viene dada de la siguiente ecuación:

$$V_{in} \approx V_{ref} [b_{n-1} 2^{-1} + b_{n-2} 2^{-2} + b_{n-3} 2^{-3} + b_{n-4} 2^{-4} + \dots + b_0 2^{-n}] \quad (2.30)$$

Donde V_{in} representa el voltaje de entrada analógico, V_{ref} el voltaje de referencia y $b_{n-1} b_{n-2} b_{n-3} b_{n-4} \dots b_0$ salida digital de n bits.

Expresada de otra manera:

$$INT(N) = V_{in} \times 2^n / V_{ref} \quad (2.31)$$

$\text{INT}(N)$ representa la parte entera de N en base 10 que luego se convierte a binario para determinar la salida actual del ADC [5].

Los errores más comunes que tienen los convertidores A/D son su cero offset escala y la linealidad, sin embargo hay uno que es más significativo y hace referencia a señales que sean dependientes del tiempo en el cual mientras mayor sean los valores de amplitud y frecuencia mayores serán los errores producidos en el tiempo de conversión, para lo cual Nyquist establece un teorema denominado “teoría de la información” en el que indica que para obtener una señal lo más parecida a la señal real se necesita muestrearla en su conversión en una frecuencia de por lo menos el doble de la frecuencia de la señal [4].

Para el siguiente proyecto se eligió una tarjeta de adquisición de National Instruments NI USB-6009 el mismo que cuenta con un convertidor A/D con 14 bits de resolución de aproximaciones sucesivas y 13 bits de modo diferencial.

2.4.2. Elección del software donde se visualizarán las ondas

Se eligió el Software Labview (acrónimo de Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) debido a que cuenta con un excelente entorno de trabajo y es de fácil programación. Labview cuenta con

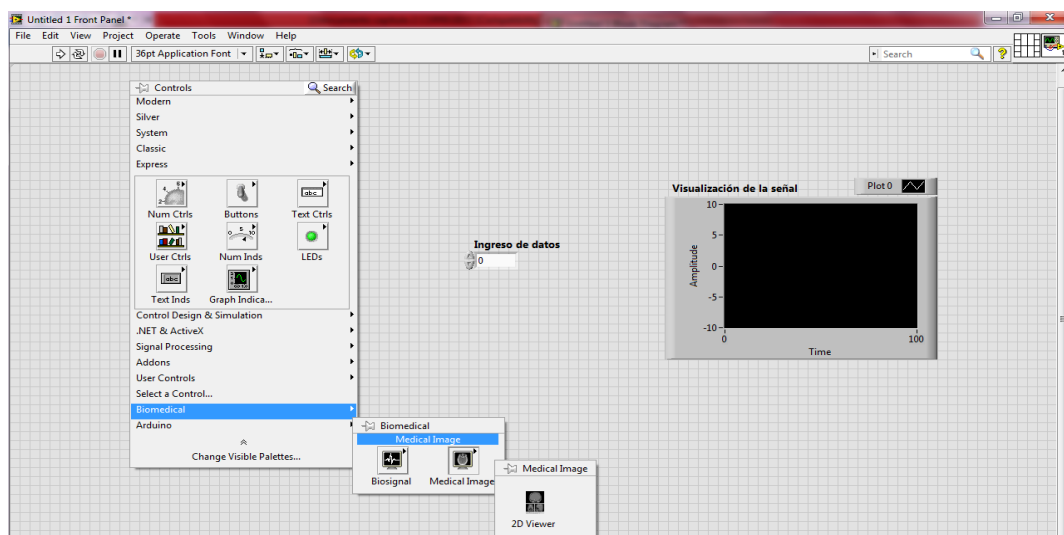
librerías subrutinas y funciones comunes usadas en la programación pero anexo a ello se han expandido una infinidad de aplicaciones en las cuales tenemos la adquisición de datos, comunicaciones de tipo serie, control de instrumentación y de sistemas embebidos, aplicaciones médicas y además permite la interacción con otros tipos software y hardware.

El objetivo principal que tiene esta plataforma de entorno y desarrollo es disminuir el tiempo de las aplicaciones al menos de 4 a 10 veces, ya que es muy intuitivo y fácil de aprender , además cuenta con otros beneficios tales como:

- Gran flexibilidad en el sistema el mismo que permite realizar cambios y actualizaciones tanto del hardware como del software.
- Los usuarios pueden desarrollar 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 [6].

Los programas en Labview se los crean mediante diagramas de bloques dichos programas se los conoce como VIs Instrumentos Virtuales en el cual encontraremos iconos que son bastantes familiares en términos de ingeniería lo cual lo hace versátil en comparación a los otros lenguajes de programación en el que se deben escribir líneas largas de código. Se los conoce como Vis debido a la gran apariencia que tienen estos con los instrumentos reales.

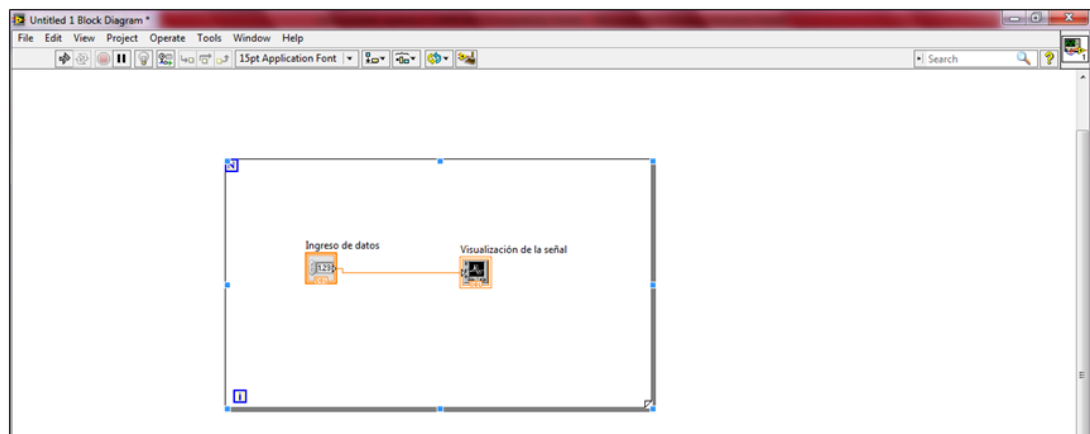
Todos los VIs se compone por dos tipos de entorno uno que sirve como interfaz para el usuario llamado Panel Frontal en el cual se encuentran paletas de herramientas con cuadros de tipo texto, numéricos, booleanos con botones, gráficos entre otros que permiten el ingreso de la entrada de datos por el usuario y visualización de las señales de salida proporcionadas por el programa.



Fuente: Propio

Figura 2.11 Panel Frontal del Software Labview

El otro entorno se lo conoce como Diagrama de Bloques en donde se coloca el código fuente del programa, es aquí donde se realiza el procesamiento de las entradas y salidas ingresadas en el panel frontal.



Fuente: Propio

Figura 2.12 Diagrama de Bloques del Software Labview

2.4.3. Adquisición y visualización de la señal VKG mediante el software

El Software Labview cuenta con VI's que permiten adquirir y enviar señales para lo cual se debe previamente configurar los bloques de adquisición dependiendo del hardware que se haya escogido. En el presente proyecto el hardware de adquisición seleccionado es la Tarjeta de Adquisición de National Instrument NI USB6009 el mismo que cuenta con las siguientes características.

- Canales de entrada analógica seleccionados por software: 8 canales unipolares y 4 diferenciales.

- Un convertidor A/D con resolución de 14 bits de aproximaciones sucesivas y 13 bits de modo diferencial.
- El rango máximo de muestreo de la tarjeta es 5 Mhz.
- Rangos de entradas analógicas seleccionadas por software:
 - Unipolares: • +/- 10V.
 - Diferenciales: • +/- 20V, • +/- 10V, • +/- 5V, • +/- 4V, • +/- 2.5V, • +/- 2V, • +/- 1.25V, • +/- 1V.
- Provee de dos modos de disparo para el A/D: por software y por disparador digital externo.
- Muestreo de tasa máxima: Un canal 48 KS/s, para múltiples canales 42KS/s.
- Voltaje de trabajo: +/- 10V, con una impedancia de entrada de 144K Ω y una protección de sobretensión de 35V.
- Cuenta con 8 entradas analógicas y 8 digitales ambas pueden configurarse como entradas o salidas por medio de software además

posee 8 salidas digitales con 2 salidas analógicas utilizando un convertidor de aproximaciones sucesivas.

- Adicional a la tarjeta de adquisición tiene un cable de conexión USB para la transmisión de los datos a la PC [7].

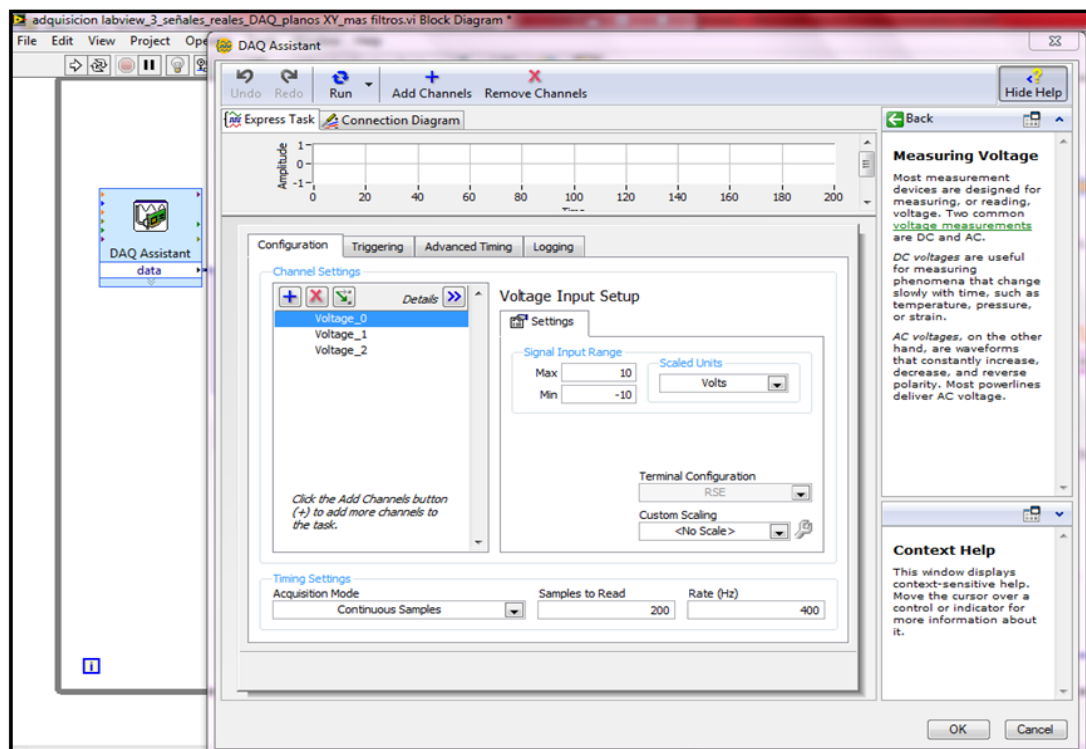
En Labview el bloque de adquisición de la señal se lo conoce como DAQ Assistant en cuya configuración se debe seleccionar los puertos de entradas o salidas de la DAQ dependiendo si se desea adquirir o generar la señal, se debe considerar también el tipo de señal sea esta analógica o digital. En nuestro caso en particular la señal de entrada es de tipo analógica de voltaje se seleccionaron 3 puertos ya que son los que requerimos para el análisis de procesamiento de las curvas del vectocardiograma, estas señales son adquiridas del circuito electrónico y cuya conversión A/D lo hace internamente la tarjeta.

Las 3 señales adquiridas con la tarjeta de adquisición se deben configurar de la siguiente forma:

Modo de adquisición continua con una tasa de muestreo de 200 Hz y una frecuencia de 400 Hz el cual cumple con el teorema propuesto por Nyquist.

Los terminales de configuración son de tipo referencial RSE, lo cual quiere decir que se conectarán dos cables para cada una de las señales en total 6

en los pines de entrada de la tarjeta de adquisición, el uno corresponde a la señal y el otro a tierra y por último se configura el rango de voltaje permitido para el ingreso de la señal +/- 10V.



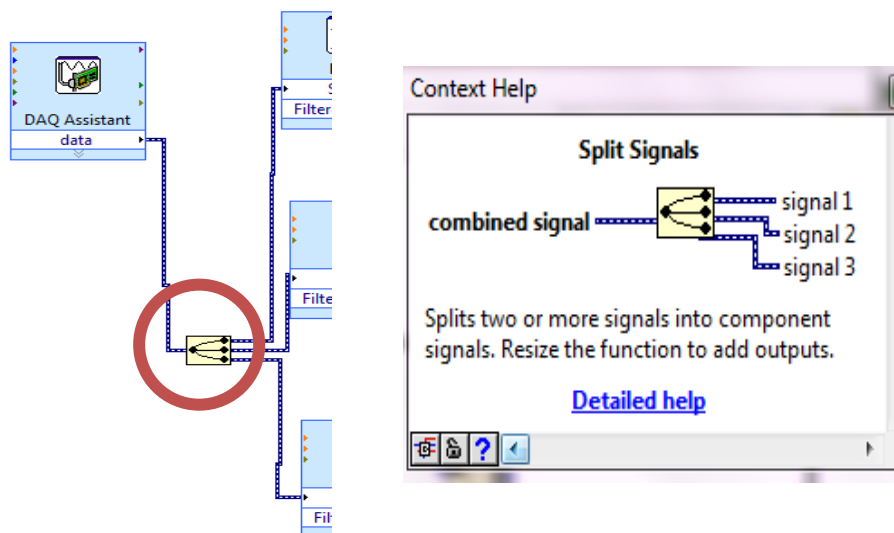
Fuente: Propio

Figura 2.13 Configuración del Bloque de Adquisición DAQ

A continuación del bloque de adquisición de datos tenemos el bloque de división de señales Split Signals, el mismo que recibe un solo buffer de datos en la entrada y devuelve en la salida las señales de manera individual.

En la figura 2.14 observamos que este bloque Split Signals se utilizó para dividir las 3 señales que se adquirieron por medio de la tarjeta de adquisición

y que en primera instancia fueron combinadas y colocadas en un solo buffer de datos , observamos también que junto a esta imagen se encuentra un cuadro de texto con información referente al bloque Split Signals estos fueron tomados del mismo software, de igual manera se puede hacer con cualquier bloque u objeto del cual se desconociere su función simplemente se debe presionar las teclas ctrl + H o seleccionar la opción Help de la barra de herramientas.



Fuente: Propio

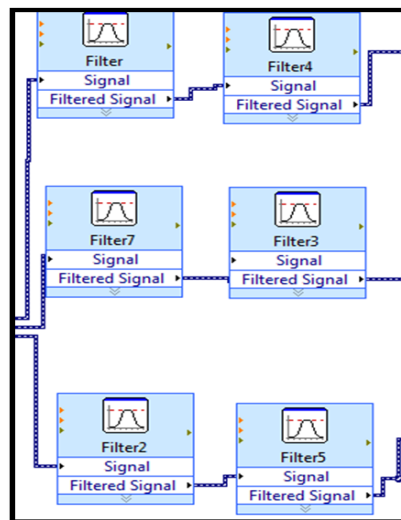
Figura 2.14 Bloque Split Signals

La señal obtenida del bloque Split Signals corresponde a las señales V_x , V_y y V_z , señales que al ser combinadas nos permitirán obtener las curvas del vectocardiograma. Para disminuir el ruido de estas señales se usaron filtros analógicos y para reforzar esta etapa de filtrado se usaron bloques de filtros

digitales, existentes en el Software Labview cuya configuración se describe a continuación:

El primer bloque corresponde al filtro pasa-banda cuya topología es de tipo Butterworth de segundo orden cuya frecuencia de corte es de 0,005 y frecuencia en alta de 100 Hz.

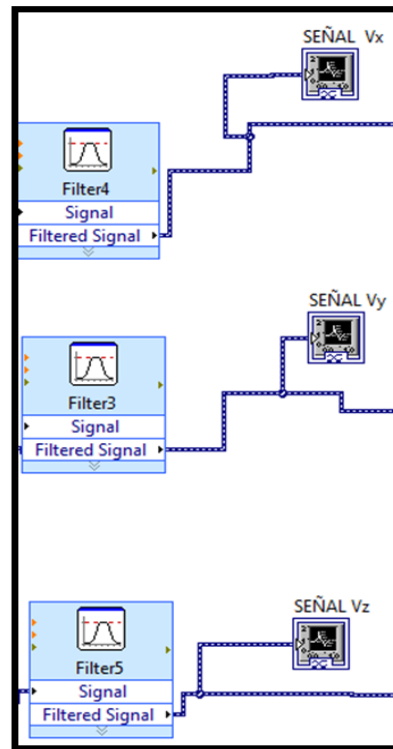
El segundo bloque corresponde al filtro Notch la topología escogida es Butterworth de segundo orden y cuya frecuencia de corte en baja es de 58Hz y en alta de 62 Hz.



Fuente: Propio

Figura 2.15 Etapa de Filtrado Digital

Para la visualización de las señales V_x , V_y y V_z se utilizaron gráficas de tipo Chart en las que se puede observar la variación de las señales en el tiempo sus ejes de referencia son Amplitud vs tiempo.



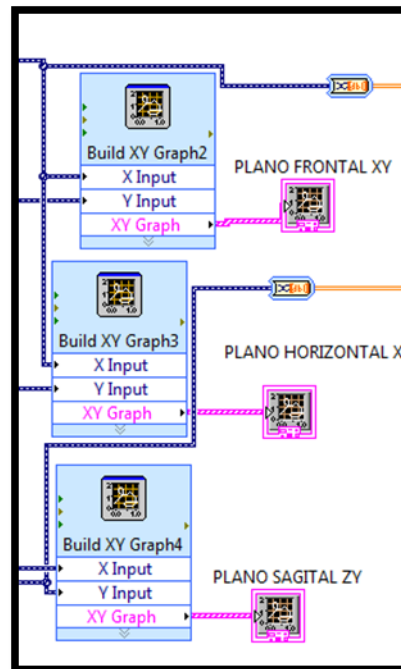
Fuente: Propio

Figura 2.16 Visualización de las señales Vx, Vy y Vz en gráficas de tipo Chart

Los bloques XY GRAPH reciben dos señales de entrada y cuya combinación de señales al ser procesadas da como resultado las curvas de vectocardiograma proyectadas en diferentes planos dependiendo de las señales que ingresan al bloque y posteriormente son visualizadas en el gráfico de tipo Graph cuyos ejes están dados en amplitud y tiempo .

En el primer caso las señales que ingresan al bloque son Vx y Vy dando como resultado la proyección en el plano frontal. En el segundo bloque las

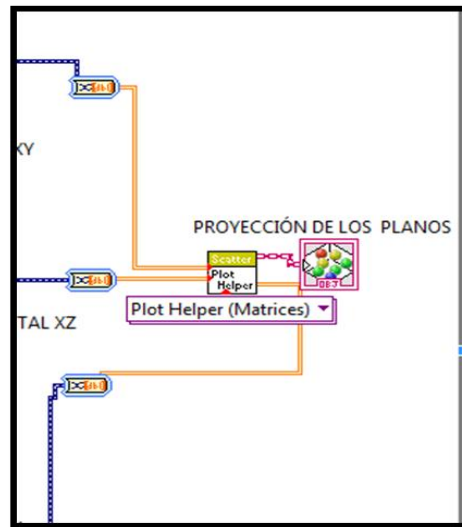
señales de entrada son V_x y V_z dando como resultado la proyección de las curvas en el plano horizontal XZ y por último el ingreso en el tercer bloque son de las señales V_z y V_y dando como resultado la proyección de las curvas del VKG en el plano sagital ZY.



Fuente: Propio

Figura 2.17 Bloque XY GRAPH

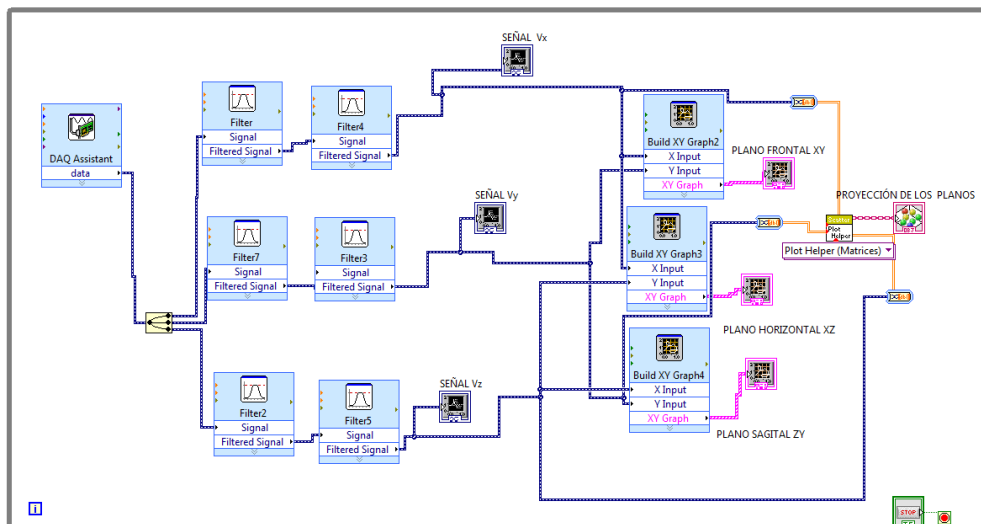
Por último tenemos un gráfico de tipo 3D que permite visualizar los resultados obtenidos de las curvas de vectocardiograma proyectada en los 3 planos X, Y, Z como se muestra en la figura 2.18. La proyección de las curvas en los tres planos se lo conoce como vectocardiografía espacial.



Fuente: Propio

Figura 2.18 Gráfico en 3D en el que se visualizará las curvas del VKG proyectada en los planos XYZ.

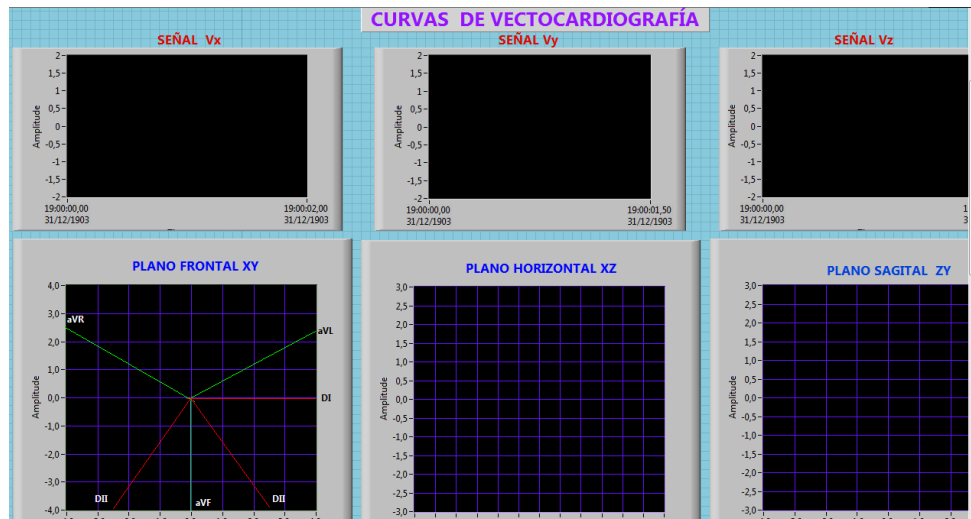
A continuación en la figura 2.19 se presenta el diagrama de bloques completo con los respectivos bloques de programación gráfica del VKG.



Fuente: Propio

Figura 2.19 Diagrama de Bloques completo
(Ver circuito ampliado en el ANEXO B)

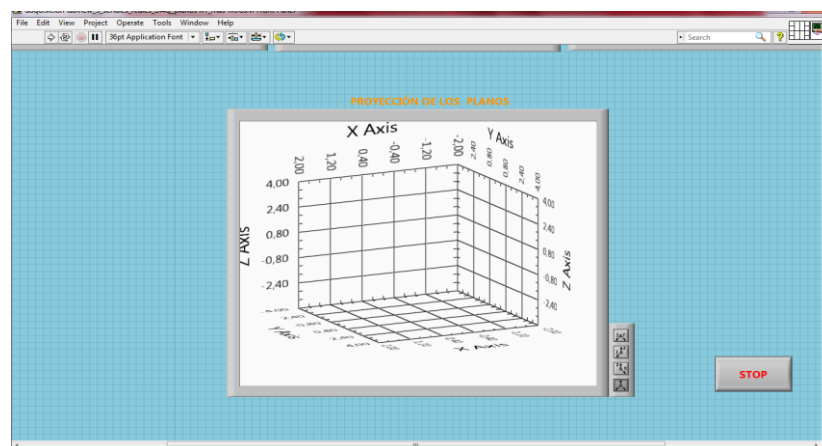
Por último en la figura 2.20 se presenta el Panel Frontal donde se visualizarán las señales del VKG.



Fuente: Propio

Figura 2.20 Panel Frontal del VKG

La figura 2.21 muestra los tres ejes coordenados en donde va a ser proyectada la curva del vectocardiógrafo.



Fuente: Propio

Figura 2.21 Proyección de las curvas del VKG en los planos XYZ.

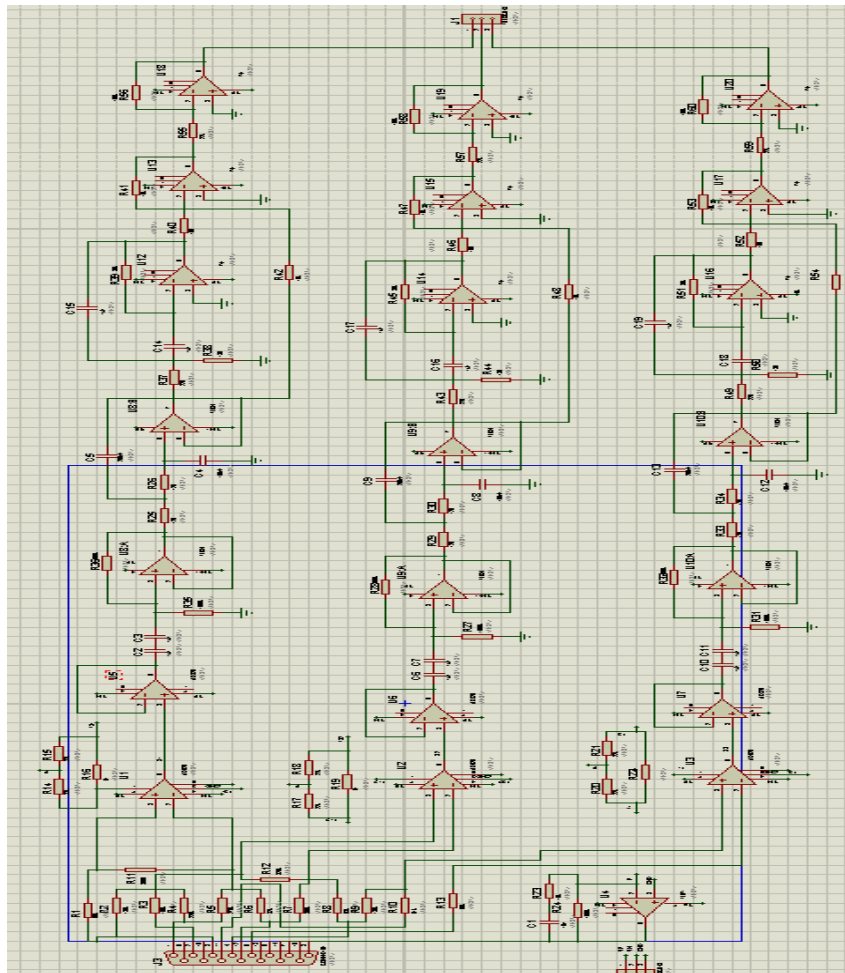
CAPÍTULO 3

IMPLEMENTACIÓN DEL VECTOCARDIÓGRAFO

3.1 Circuito realizado en Proteus para la implementación del vectocardiógrafo

En la figura 3.1 se muestra el circuito simulado en Proteus del vectocardiógrafo, el cual cuenta con la etapa de la red de Frank compuesta por un juego de resistencias que me permite obtener las 3 señales V_x , V_y y V_z que al combinarlas se obtiene las curvas del vectocardiograma, debido a que las señales son pequeñas para poder procesarlas se implementó las etapas descritas a continuación: 3 etapas de amplificación usando el amplificador de instrumentación AD620, 3 etapas de aislamiento para lo cual

se usó el integrado AD820, posterior a estas etapas se utilizaron 3 etapas de filtros pasa-banda en el cual se utilizó el integrado TL084, 3 etapas de filtro notch y finalmente 3 etapas de amplificación para lo cual se usó el integrado ua741. Dado que hasta aquí solo se obtienen señales analógicas para la adquisición de las mismas se utilizó la tarjeta de adquisición de National Instrument NI USB-6009.



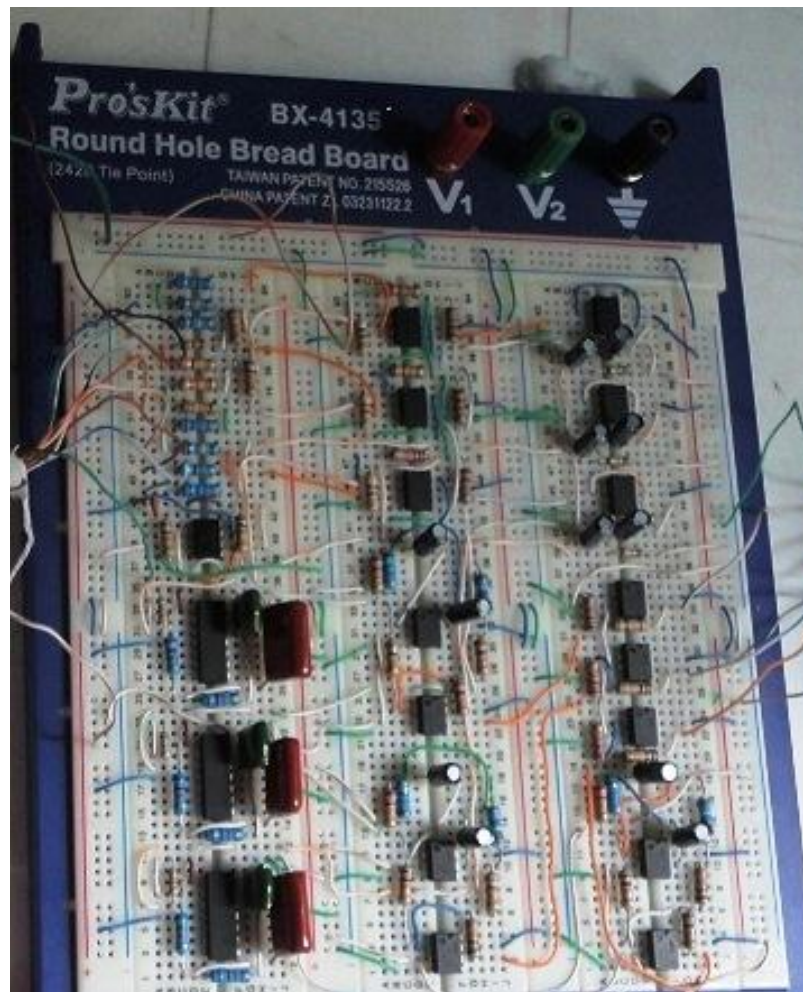
Fuente: Propia

Figura 3.1 Circuito realizado en Proteus para la implementación del VKG

(Ver circuito ampliado en el ANEXO A)

3.2 Circuito electrónico del vectocardiógrafo

A continuación en la figura 3.2 se muestra el circuito electrónico del vectocardiógrafo.



Fuente: Propio

Figura 3.2 Circuito electrónico del vectocardiógrafo

3.3. Cables para conexión del paciente al equipo

Se usaron los cables del electrocardiógrafo que cuentan con un apantallamiento que evita el ingreso de ruido en la señal y cuentan con 10 conectores tipo clip de las cuales para nuestro proyecto solo utilizaremos 8 que van colocados según la red de Frank, estos cables tienen una resistencia interna de 20K usada como protección para evitar un ingreso de corriente no deseada.



Fuente: Propio.

Figura 3.3 Cables

Los cables tienen como salida un conector DB15 donde los pines que se usaron van detallados a continuación:

V1: pin 12 conectado al electrodo A.

V2: pin 1 conectado al electrodo C.

V3: pin 2 conectado al electrodo E.

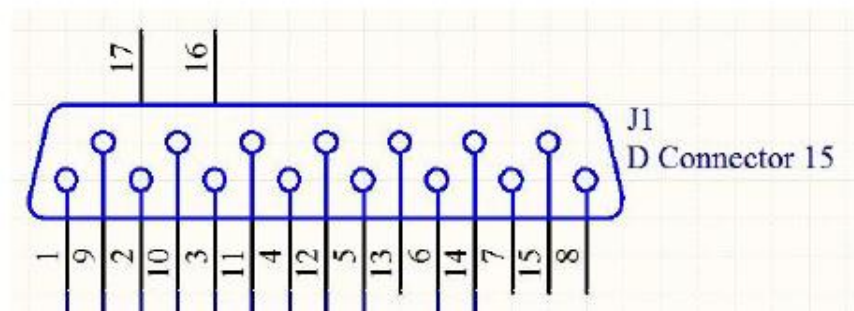
V4: pin 3 conectado al electrodo I.

V5: pin 4 conectado al electrodo M.

V6: pin 5 conectado al electrodo AH.

LL: Pin 11.

RL: Pin 14



Fuente: Propio.

Figura 3.4 Pines del conector DB15.

3.4. Alimentación del equipo

Utilizamos una fuente dual de +12 voltios y -12 voltios DC debido a que los integrados funcionan con esos valores de voltaje.



Fuente: Propio.

Figura 3.5 Fuente dual +12V y -12V.

3.5. Adquisición de Datos

Para la adquisición de Datos se utilizó una tarjeta de National Instruments NI USB-6009 la cual nos permite hacer uso de sus entradas analógicas, necesarias para la obtención de las señales provenientes del circuito, las características más importantes de esta tarjeta son la compatibilidad que tiene con el software Labview, es energizado por bus y tiene una resolución de 14 bits.



Fuente: Propio.

Figura 3.6 Tarjeta de Adquisición de Datos NI USB-6009.

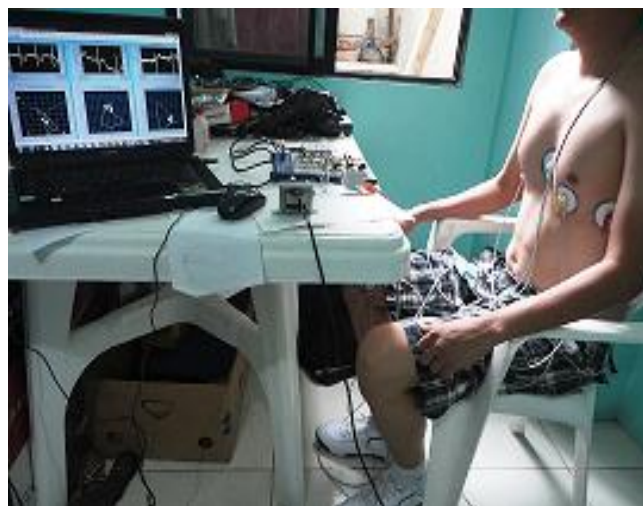
3.6. Equipo completo

A continuación se muestra en la figura 3.10 el proyecto implementado, es decir, el circuito completo, con sus respectivos elementos, los cuales se citan a continuación:

1. Electrodo conectado al paciente.

2. Cables para conexión del paciente al circuito.
3. Protoboard con el circuito electrónico
4. Tarjeta de adquisición de datos.
5. PC.
6. Fuente de alimentación.

En el vectocardiograma se mostrarán las curvas en 3D como resultado de la combinación de los vectores cardíacos provenientes del sistema de Frank.



Fuente: Propio.

Figura 3.7 Equipo Completo.

CAPÍTULO 4

PRUEBAS REALIZADAS, GRÁFICAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1. Instrumentación

En esta sección hacemos referencia a uno de los dispositivos más importantes que se utilizó, llamados electrodos, los cuales sirven para la adquisición de los biopotenciales eléctricos del corazón, siendo su selección y colocación uno de los procedimientos claves para obtener una señal lo más confiable posible con una mínima deformación, para ello se deben considerar su forma y material con los que han sido fabricados.

Dependiendo de la aplicación que se realice se debe elegir el electrodo apropiado, en nuestro caso los más recomendados por su adhesión y buena conducción de las señales cardíacas son los descartables y de succión que son una derivación de los electrodos de superficie, los mismos que trataremos a continuación.

4.1.1. Electrodo descartables

Los materiales con los que se construyen estos electrodos son Plata y aleación de Níquel Plata. Debido a su fácil adherencia a la piel permiten una mejor adquisición de la señal y tienen la ventaja de ser reusables lo cual hace que este tipo de electrodos sean más usados para estas pruebas.



Fuente: Propio.

Figura 4.1 Electrodo descartable.

4.1.2 Electrodo de succión

Estos electrodos son metálicos y contienen una goma que es flexible y al presionarla provoca un vacío que hace que se fije en la piel, tiene como ventajas que su colocación es sencilla, rápida y se puede hacer sobre cualquier parte del cuerpo. No obstante, en pieles sensibles esto no ayudaría mucho ya que se producen pequeños hematomas por rompimiento de las capilares [8].



Fuente: Universidad de Sevilla. Acoplamiento entre aparato de terapia y paciente.

Figura 4.2 Electrodo de succión [8].

4.2. Consideraciones al momento de colocar los electrodos

- Se debe considerar el tener el área limpia donde se colocará el electrodo para lo cual se frotará con un pedazo de algodón empapado con alcohol, dejando secar bien para la colocación del mismo.

- En caso de existir vello, se debe rasurar el área pero con cuidado para no irritar la piel.
- Los electrodos deben estar limpios y deben ser de la misma marca, tamaño y forma.
- Revisar la fecha de caducidad para verificar que el electrodo se encuentre en buen estado y pueda actuar de manera eficiente.
- Para una mejor conducción al sacar los electrodos de su empaque colocarlos directamente en la piel ya que si los deja al ambiente por mucho tiempo se puede secar su gel conductor.
- Adherir correctamente el electrodo para evitar irritaciones en la piel [9].

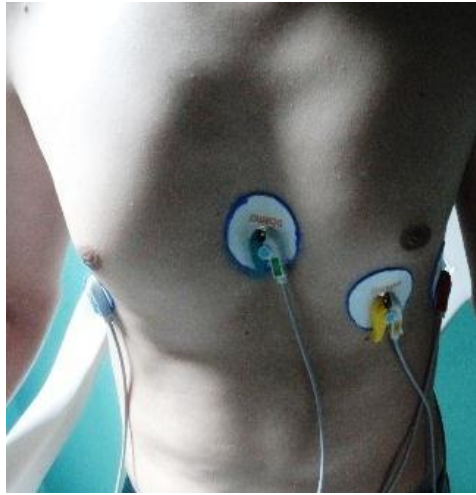
4.3 Posición de los electrodos

La colocación de los electrodos del sistema de Frank (Fig. 2.2) determina las señales X, Y y Z por medio de siete electrodos y uno adicional colocado en la pierna derecha que está conectada a tierra como referencia [1].

Todos los electrodos del pecho se colocan en el nivel del quinto espacio intercostal como se detalla a continuación:

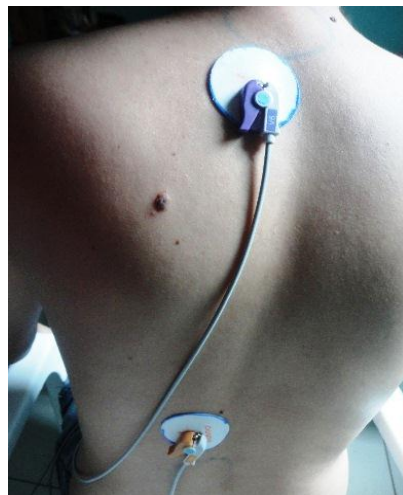
- En la línea de medio esternal (E).
- En las líneas medio axilares izquierdo y derecho (A e I, respectivamente).
- El electrodo (C) se coloca en la región precordial izquierda de manera que una línea de unión (C) al centro del tórax (O) divide exactamente al ángulo de 90 grados formado por las líneas OA y OE.
- En la parte de atrás en el cuello en la línea media (H).
- En la pierna izquierda (F).
- En el medio de la espalda (M).

La figura 4.3, 4.4, 4.5 y 4,6 describen la colocación de los electrodos en los respectivos puntos mencionados anteriormente.



Fuente: Propio.

Figura 4.3 Electrodo colocados en el pecho



Fuente: Propio.

Figura 4.4 Electrodo colocados en la espalda y cuello



Fuente: Propio.

Figura 4.5 Electrodo colocado en la pierna derecha



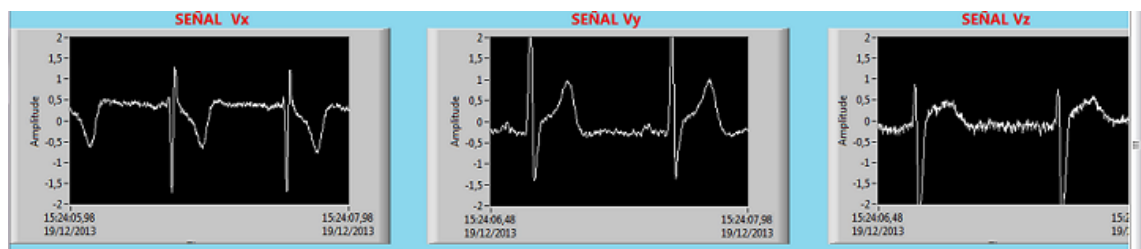
Fuente: Propio.

Figura 4.6 Electrodo colocado en la pierna izquierda

4.4. Señal VKG realizada con el software

Las señales del vectocardiograma obtenidas por el método de la red de Frank son mostradas en las figuras 4.7, 4.8, 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12 las mismas que pertenecen a una hombre sano, con un corazón normal, de 27 años.

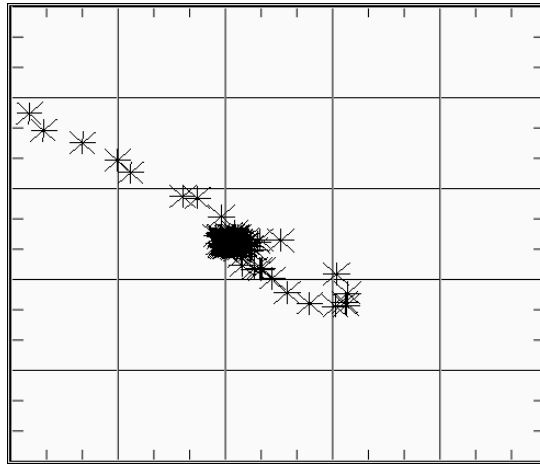
La figura 4.7 nos muestra las señales V_x , V_y y V_z que se obtienen a la salida de la red de Frank, estas señales van a ser usadas para la formación de las curvas del vectocardiograma y van a ser proyectadas en los diferentes planos como son el frontal, horizontal y sagital.



Fuente: Propio

Figura 4.7 Señales V_x , V_y y V_z

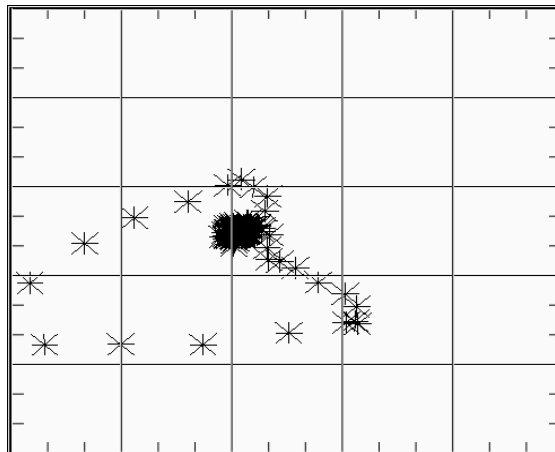
En la figura 4.8 podemos observar la forma que toma la curva del VKG en el Plano Frontal XY (X corresponde al eje horizontal y Y al eje vertical).



Fuente: Propio.

Figura 4.8 Plano Frontal XY

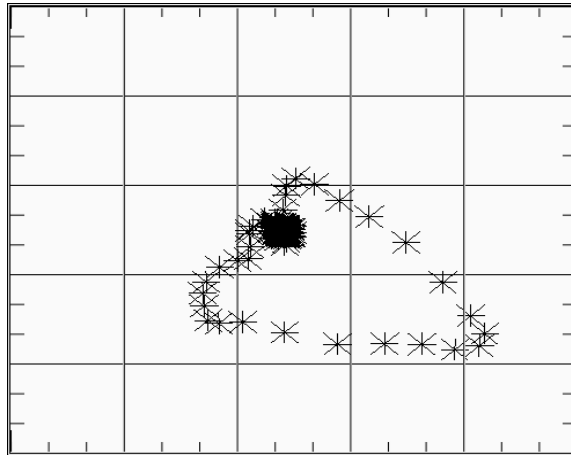
La figura 4.9 muestra la curva del VKG en el Plano Transversal XZ (X corresponde al eje horizontal y Z al eje vertical).



Fuente: Propio.

Figura 4.9 Plano Horizontal XZ

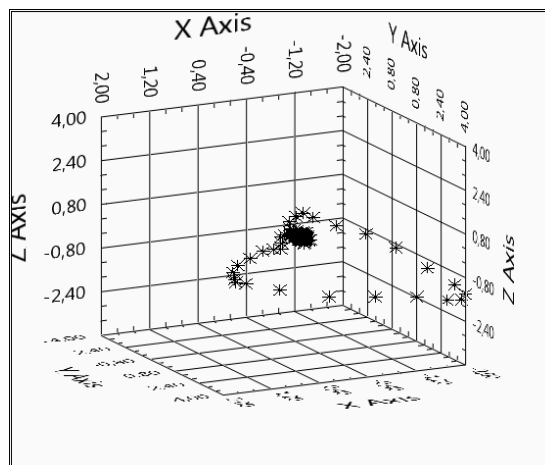
La figura 4.10 muestra la curva del VKG en el Plano Sagital ZY (Z corresponde al eje horizontal y Y al eje vertical).



Fuente: Propio.

Figura 4.10 Plano Sagital ZY

La Figura 4.11 muestra la proyección del VKG en los tres planos coordenados X, Y y Z.



Fuente: Propio.

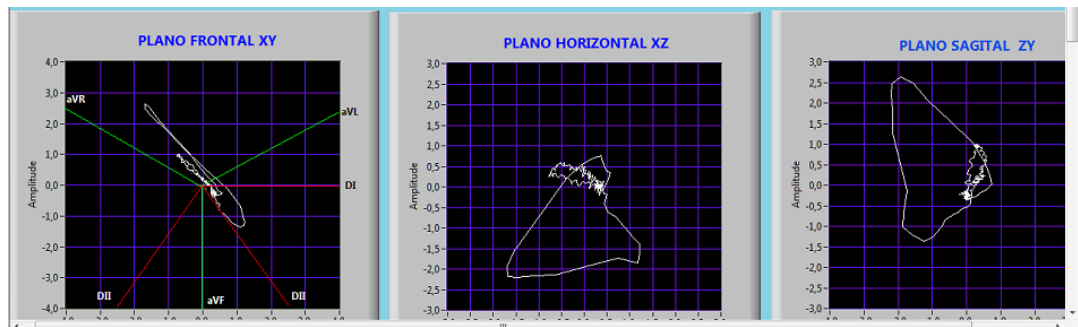
Figura 4.11 Proyección del VKG

4.5. Análisis de Resultados

Debido a que las señales que se obtienen del sistema de la red Frank son muy pequeñas, en el rango de los milivoltios, se utilizaron amplificadores y filtros pasa-banda mencionados en capítulos previos necesarios para una mejor apreciación de la señal.

Las proyecciones en los diferentes planos se realizan en sentido horario y anti horario esto se debe a que las fuerzas iniciales de la despolarización ventricular se generan hacia arriba y a la izquierda en cuyo caso el sentido de rotación es horario o hacia abajo y a la derecha donde se nota un giro antihorario, estas fuerzas a medida que el proceso continúa, van creciendo en magnitud y van dando forma al lazo QRS que predomina en toda la gráfica, además se generan dos lazos más pequeños provenientes de las onda P y T que se generan por la despolarización auricular y la repolarización ventricular respectivamente.

En el plano frontal se hace correlación de la vectocardiografía con la electrocardiografía, para poder realizar el análisis respectivo se colocó como referencia el eje de derivaciones bipolares AVR, AVL, AVF y derivaciones unipolares D1, D2 y D3,



Fuente: Propio

Figura 4.12 Curvas del vectocardiógrafo

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las conclusiones que se obtuvieron se mencionan a continuación:

1. En el diseño del circuito electrónico se utilizaron filtros analógicos y digitales (pasa-banda y notch) con lo que se logró obtener una mejora en la calidad de la señal, logrando disminuir el ruido de forma notoria.
2. Para la construcción del circuito se utilizaron elementos apropiados para aplicaciones médicas como son el AD820 y AD620 y debido a que presentan características tales como bajo ruido en la entrada, permiten adquirir señales de buena calidad.
3. El equipo cuenta también con una etapa de aislamiento (seguidor de voltaje) el mismo que se diseñó con el integrado AD820, el cual ayuda a disminuir el riesgo de que el paciente sufra una descarga eléctrica y viajen corrientes directas al corazón, sin embargo se concluye que este tipo de aislamiento no asegura completa protección y que se pueden conseguir mejoras en el mismo.

4. Uno de los aspectos más importantes que se consideró al momento de hacer las pruebas al paciente fue la correcta ubicación de los electrodos, de esta manera se pudo obtener los resultados esperados.

5. Otro factor indispensable para la adquisición de la señal eléctrica del paciente fue la utilización de cables apropiados el cual nos permite obtener una señal confiable

Las recomendaciones son las siguientes:

1. Para facilitar el diseño de los filtros analógicos se recomienda usar herramientas de simulación como Proteus y Multisim, en lo que respecta a filtros digitales el software de programación Labview cuenta con un bloque de filtros (Filter) y de acuerdo a su aplicación se deben seleccionar los parámetros correspondientes.

2. En relación a los integrados usados con fines biomédicos se recomienda leer correctamente el datasheet de los mismos para su correcto uso, de esta manera se evitaría perdidas económicas.

3. Buscar otro tipo de aislamiento que ayude a dar mayor seguridad al paciente de sufrir algún daño.

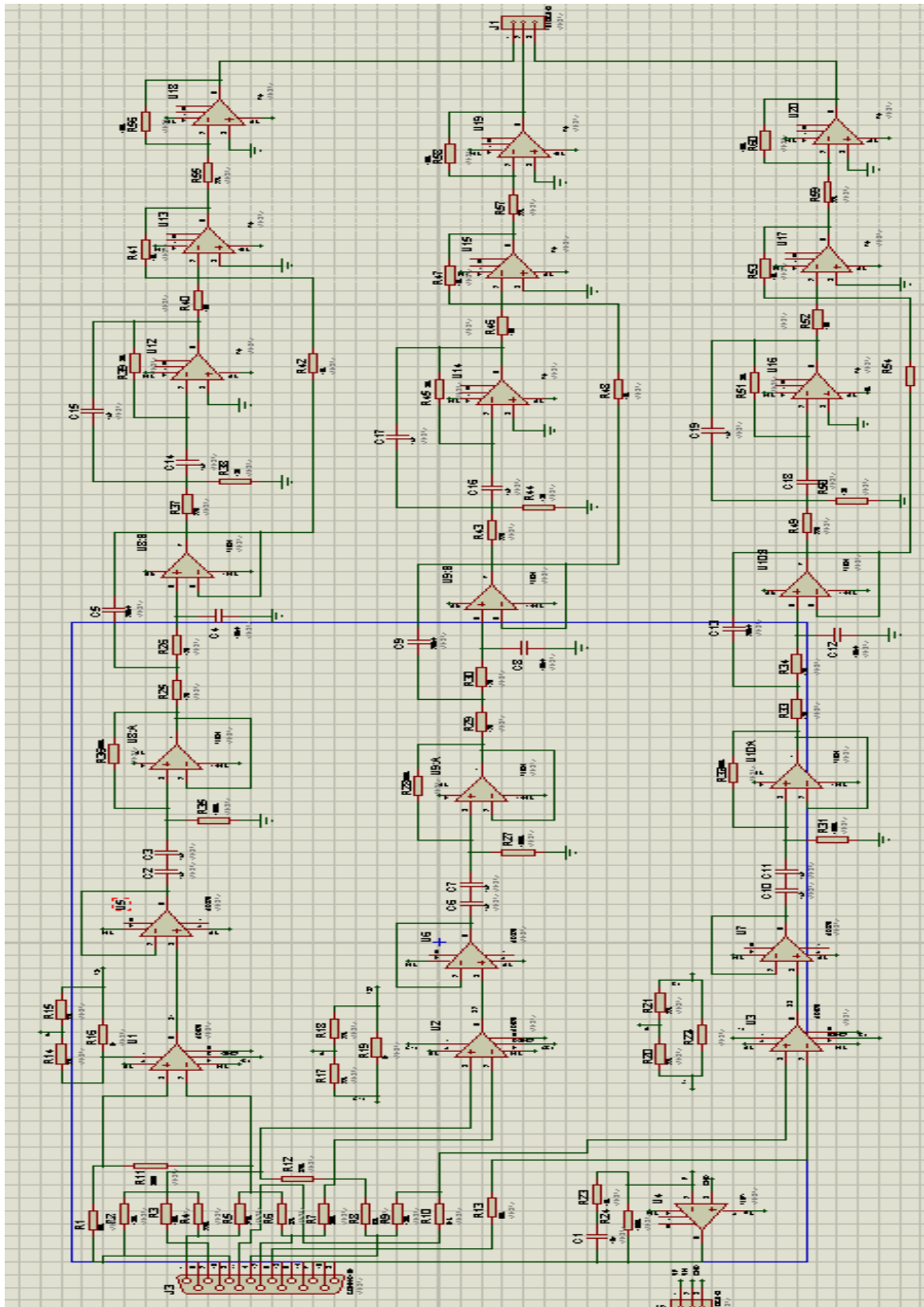
4. El sistema de Frank indica que se deben colocar ocho electrodos, los mismos que deben estar limpios, ser de la misma marca, y para su correcta colocación se recomienda leer detenidamente el apartado correspondiente a este, en donde se indica paso a paso dónde se deben ubicar.

5. Usar cables apantallados, trenzados, el cual reduce la absorción del ruido eléctrico, para la correcta obtención de la señal del paciente.

ANEXOS

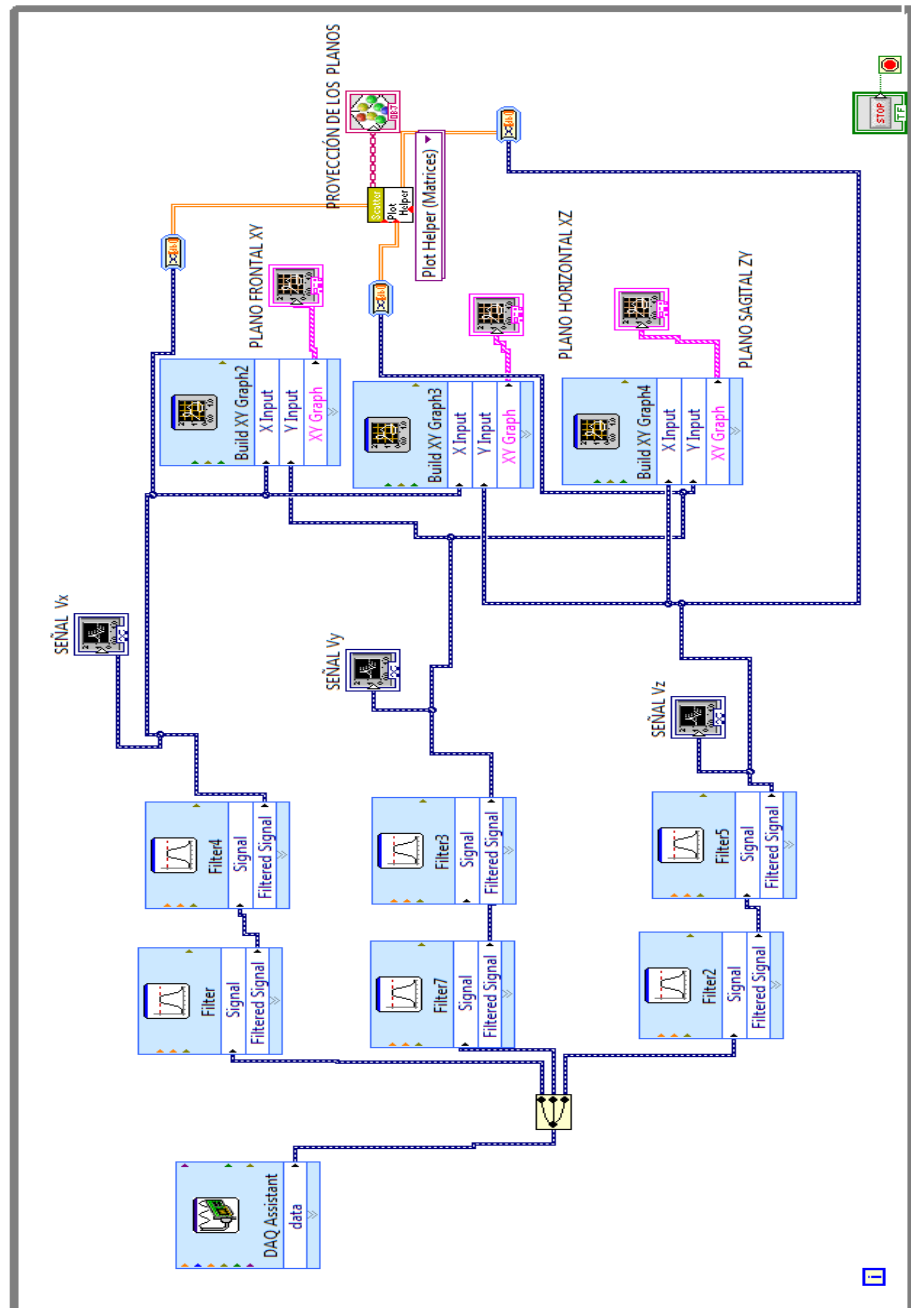
ANEXO A

CIRCUITO VKG AMPLIADO



ANEXO B

DIAGRAMA DE BLOQUES EN LABVIEW



BIBLIOGRAFÍA

- [1] Harry Abranison, M.D. and C. R. Burton , Clinical Spatial Vectorcardiography, Vol. 83, NO. 22, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1938920/pdf/canmedaj00867-0002.pdf>, 26 de Noviembre de 1960.
- [2] Peter Strung, Biophysical, Measurements, Ed. Tektronix, 1973.
- [3] Juan F. Guerrero Martínez, Escola Técnica Superior de Enginyeria, Bioseñales, Tema 2, http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T2_OCW.pdf, Curso 2010-2011.
- [4] Alejandro J. Furfaro, Conversión Analógico/Digital y Digital Analógica, http://www.electron.frba.utn.edu.ar/materias/95-0429/archivos/cap12_2009_apunte_conversores_AD-DA.pdf, Octubre de 1994.
- [5] Hugo Villavicencio, Microcontroladores, Conversiones DAC y ADC.
- [6] Grupo de Tecnología Electrónica, Tutorial de Labview, http://www.gte.us.es/ASIGN/IE_4T/Tutorial%20de%20Labview.pdf
- [7] Universidad Don Bosco de San Salvador, Laboratorio de “Introducción a USB6009 con LabVIEW”, <http://www.udb.edu.sv/udb/archivo/guia/electronica-ingenieria/interfaces-y-perifericos/2013/ii/guia-6.pdf>

[8] Universidad de Sevilla, Tema 3: Acoplamiento entre el aparato de electroterapia y el paciente: Factores a valorar - Electrodo de succión o de ventosa

.http://ocwus.us.es/fisioterapia/electroterapia/temario/TEMA_3/page_11.htm,

Copyright 2007.

[9] Don Bosco de San Salvador, Laboratorio de Biomédica, Instrumentación para Diagnóstico y Tratamiento Médico – Consideraciones al colocar electrodos página 2, <http://www.udb.edu.sv/udb/archivo/guia/biomedica-ingenieria/instrumentacion-para-diagnostico-y-terapia-medica/2013/ii/guia-1.pdf>