



**UNIVERSIDAD DEL AZUAY**

**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

**ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

*DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE REGISTRO  
ELECTROMIOGRÁFICO*

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de  
Ingeniero Electrónico.

**Autores:**

Jorge Paúl Astudillo Cedillo  
Xavier Leoncio Astudillo Cedillo

**Director:**

Ing. Omar Santiago Alvarado Cando

**Cuenca, Ecuador  
2012**

## DEDICATORIA

Este trabajo de graduación va dedicado en especial a mis padres que día a día durante toda mi carrera universitaria se han esforzado para darme el apoyo tanto económico así como moral para seguir adelante y llegar a cumplir la meta tan anhelada.

De igual manera, para todos mis familiares cercanos que siempre han estado apoyándome allí para seguir adelante y siempre brindándome una mano cuando lo necesite así como a mi pareja por toda su comprensión y entendimiento.

A todos los compañeros y amigos de aulas que siempre formaron un grupo bueno basado en la unión y sin egoísmos siempre dispuestos a colaborarme en mis dudas.

**Paúl.**

El presente trabajo lo dedico a DIOS, por brindarme la oportunidad de la existencia y permitirme llegar hasta este momento tan importante de mi formación profesional.

De manera muy especial a mis queridos padres quienes con su esfuerzo, ejemplo y apoyo incondicional me formaron hacia el camino del éxito.

Para mi querida esposa y amados hijos, aquellos que sonrieron conmigo en momentos difíciles y con quienes compartimos lágrimas de alegría. Porque ellos, con sus sonrisas disipan días tristes.

Y para todos aquellos que me brindaron su mano en momentos difíciles, porque me brindaron confianza para seguir adelante.

**Xavier.**

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios creador del universo y dueño de nuestras vidas que nos permite construir otros mundos mentales posibles.

De manera especial a nuestro director de tesis, Ingeniero Leonel Pérez, al Ingeniero Freddy Pesantes y al Ingeniero Santiago Mora, docentes que conforman el Tribunal de Grado por su asesoría ya que nos han guiado en la realización del presente trabajo con sus conocimientos, dedicación y profesionalismo.

Dejamos presente nuestro agradecimiento al Ingeniero Omar Alvarado por su colaboración en asumir la dirección de nuestra tesis debido a la ausencia de la institución del Ingeniero Leonel Pérez.

Y a todos nuestros amigos y familiares que nos han colaborado de una u otra forma para la culminación de este trabajo de tesis de grado, que pone fin a un largo camino de estudio y sacrificio en pos de obtener una carrera profesional.

**Paúl y Xavier**

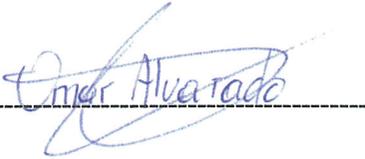
*Buenos días*  
*14/12/12*

## RESUMEN

### DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE REGISTRO ELECTROMIOGRÁFICO

En el presente trabajo de graduación se encuentran conceptos teóricos y prácticos para el diseño y construcción de un equipo de registro electromiográfico de 6 canales. Este documento posee fundamentos relacionados con la elaboración de dicho equipo, el cual, está dividido en etapas a partir del hardware, para la adquisición y procesamiento de la señal electromiográfica, así como el firmware, mediante un microcontrolador para conversión de datos y transmisión a la PC, donde, el software elaborado en LabView mostrará dicha señal. Cada etapa presenta su propio sustento teórico y la construcción o elaboración que al unirlos nos darán como resultado un equipo funcional para la obtención de señales electromiográficas.

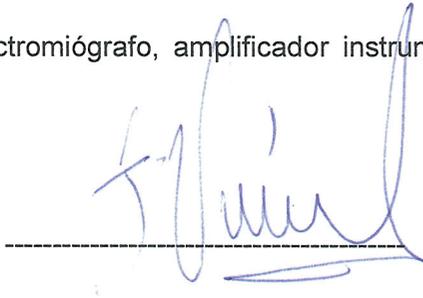
**Palabras Claves:** microcontrolador, electromiógrafo, amplificador instrumental, labview, adquisición de señal, bioseñales.



Ing. Omar Alvarado Cando  
DIRECTOR DE TESIS



Xavier Astudillo Cedillo



Ing. Francisco Vásquez  
PRESIDENTE JUNTA CADEMICA



Paúl Astudillo Cedillo

*[Handwritten signature]*

## ABSTRACT

### DESIGN AND CONSTRUCTION OF ELECTROMYOGRAPHY RECORDING EQUIPMENT

The present graduation work contains theoretical and practical concepts for the design and construction of 6 channel electromyography recording equipment. This document holds the fundamentals related to the creation of this equipment, which is divided into stages. We start with the hardware for the acquisition and processing of the electromyography signal. We continue with the firmware to convert the data and transmit it to the PC through a microcontroller. Finally, the software developed in LabView will show the signal. Each stage is theoretically based and presents the construction and development of the equipment. When we join these stages we will obtain a functional equipment to get electromyography signals.

**Key Words:** microcontroller, electromyography, instrumental amplifier, labview, signal acquisition, bio signals.

*[Handwritten signature of Omar Alvarado Cando]*  
Ing. Omar Alvarado Cando  
THESIS DIRECTOR

*[Handwritten signature of Francisco Vásquez]*  
Ing. Francisco Vásquez  
PRESIDENT OF THE  
ACADEMIC BOARD

*[Handwritten signature of Xavier Astudillo Cedillo]*  
Xavier Astudillo Cedillo

*[Handwritten signature of Paul Astudillo Cedillo]*  
Paul Astudillo Cedillo

*[Handwritten signature of Diana Lee Rodas]*  
UNIVERSIDAD DEL  
AZUAY  
DPTO. IDIOMAS

*[Handwritten signature of Diana Lee Rodas]*  
Translated by,  
Diana Lee Rodas

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

Dedicatoria.....	ii
Agradecimiento .....	iii
Resumen .....	iv
Abstract .....	v
Índice de contenidos .....	vi
Índice de figuras .....	ix
Índice de anexos.....	xi

<b>Introducción.....</b>	<b>1</b>
--------------------------	----------

### **CAPÍTULO 1: CONCEPTOS TEÓRICOS RELACIONADOS AL EQUIPO Y SUS ELEMENTOS**

1.1 Introducción.....	2
1.2 Electromiografía.....	2
1.2.1 Concepto de Electromiografía.....	2
1.2.2 Técnica de Electromiografía.....	3
1.2.3 Aplicaciones de la Electromiografía.....	4
1.3 Electromiógrafo.....	5
1.3.1 Concepto.....	5
1.3.2 Partes del electromiógrafo .....	5
1.4 Señales del cuerpo humano.....	6
1.4.1 Nervios.....	6
1.4.2 Potenciales de acción.....	7
1.4.3 Niveles de Potenciales .....	7
1.4.4 Niveles de potencial de las Bioseñales para EMG.....	7
1.5 Bioelectrodos.....	8
1.5.1 Concepto.....	8
1.5.2 Electrodo de lectura superficial.....	8
1.5.3 Tipos.....	9
1.6 Amplificadores de Instrumentación.....	10
1.6.1 Concepto.....	10
1.6.2 Características.....	11
1.6.3 Teoría de operación.....	11

1.7 Filtros.....	12
1.7.1 Filtro Pasa bajo.....	12
1.7.2 Filtro Pasa alto.....	13
1.8 Conversión Analógico/Digital.....	13

## CAPÍTULO 2: DISEÑO DEL HARDWARE DEL EQUIPO

2.1 Introducción.....	15
2.2 Fuente de alimentación.....	16
2.2.1 Descripción de la fuente.....	16
2.2.2 Funcionamiento.....	16
2.3 Etapa de preamplificación.....	17
2.3.1 Cálculos AD620.....	18
2.3.2 Circuito de pierna Derecha.....	19
2.3.3 Circuito de Preamplificación.....	20
2.4 Etapa de filtrado.....	20
2.4.1 Filtro Pasa bajo.....	22
2.4.2 Filtro Pasa alto.....	22
2.4.3 Circuito de filtrado.....	23
2.5 Etapa de amplificación.....	23
2.5.1 Ganancia del equipo.....	24
2.5.2 Diseño de ganancia variable .....	24
2.5.3 Circuito de ganancia.....	26
2.6 Etapa de integración.....	28
2.6.1 Diseño del circuito integrador.....	28
2.7 Electrodo de referencia.....	29
2.7.1 Diseño de electrodo de referencia.....	29
2.8 Etapa del desplazador de nivel.....	30
2.8.1 Diseño del desplazador de nivel.....	30
2.9 Etapa de transmisión PIC.....	31
2.9.1 Esquema de Conexión PIC.....	31
2.10 Diseño Placas PCB.....	33

**CAPÍTULO 3 : DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL FIRMWARE**

3.1	Introducción.....	36
3.2	PIC 18F4550 y PIC 18F4553.....	36
3.2.1	Descripción del PIC 18F4550 y PIC 18F4553.....	36
3.3	Programa de ganancia.....	37
3.4	Conversión Analógica Digital.....	38
3.4.1	Modulo Analógico/Digital del PIC .....	38
3.4.2	Conversión y Características.....	39
3.4.3	Programa de Conversión y transmisión a la PC.....	40

**CAPÍTULO 4: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DE MONITOREO PARA LA PC**

4.1	Introducción.....	41
4.2	LabView.....	42
4.3	Adquisición de la señal.....	42
4.4	Conversión de datos.....	44
4.5	Visualización de la Señal.....	45
4.6	Análisis de Frecuencia.....	45
4.7	Visualización de señales.....	46

**CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS EXPERIMENTALES**

5.1	Introducción.....	48
5.2	Elaboración del equipo .....	48
5.2.1	Chasis.....	48
5.2.2	Montaje de placas.....	49
5.3	Análisis de Señales.....	50

<b>CONCLUSIONES</b> .....	55
---------------------------	----

<b>RECOMENDACIONES</b> .....	57
------------------------------	----

<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	58
---------------------------	----

<b>ANEXOS</b> .....	60
---------------------	----

**ÍNDICE DE FIGURAS:****CAPÍTULO 1**

<b>Figura 1.1</b>	Características y parámetros de un potencial de acción.....	3
<b>Figura 1.2</b>	Utilización de electrodos.....	3
<b>Figura 1.3</b>	Diagrama de bloques con las etapas del electromiógrafo.....	5
<b>Figura 1.4</b>	Conducción neural.....	6
<b>Figura 1.5</b>	Estructura de una membrana celular.....	7
<b>Figura 1.6</b>	Características de señal EMG.....	8
<b>Figura 1.7</b>	Diferentes tipos de electrodos de superficie.....	9
<b>Figura 1.8</b>	Electrodo seco.....	10
<b>Figura 1.9</b>	Diagrama de conexión AD620.....	11
<b>Figura 1.10</b>	Conexión de resistencia de control de ganancia.....	12
<b>Figura 1.11</b>	Filtro pasa alto.....	13
<b>Figura 1.12</b>	Filtro pasa bajo.....	13

**CAPÍTULO 2**

<b>Figura 2.1</b>	Esquema de conexión fuente de alimentación del hardware.....	16
<b>Figura 2.2</b>	Esquema interno y encapsulado del AD620.....	17
<b>Figura 2.3</b>	Circuito de pierna derecha para adquisición de bioseñales.....	19
<b>Figura 2.4</b>	Esquema de preamplificación.....	20
<b>Figura 2.5</b>	Gráfica de magnitud vs frecuencia. $F_c=10\text{Khz}$ .....	21
<b>Figura 2.6</b>	Filtro pasa banda de 20 a 500 Hz.....	23
<b>Figura 2.7</b>	Amplificador no inversor y función del multiplexor.....	24
<b>Figura 2.8</b>	Distribución de pines del multiplexor CD4051BE.....	25
<b>Figura 2.9</b>	Combinación de pines para activar las salidas del multiplexor.....	25
<b>Figura 2.10</b>	Circuito de ganancia variable.....	26
<b>Figura 2.11</b>	Esquema de contadores que dan los 3 bits para los multiplexores.....	27
<b>Figura 2.12</b>	Niveles de ganancia variable.....	28
<b>Figura 2.13</b>	Circuito integrador.....	29
<b>Figura 2.14</b>	Circuito sumador para el electrodo de referencia.....	30
<b>Figura 2.15</b>	Circuito para desplazar la señal electromiográfica.....	31
<b>Figura 2.16</b>	Hardware para el uso del PIC18F4553.....	32
<b>Figura 2.17</b>	Placa de la fuente de alimentación.....	33
<b>Figura 2.18</b>	Placa que contiene cuatro canales para la adquisición.....	34
<b>Figura 2:19</b>	Placa que posee dos canales para adquisición.....	34

<b>Figura 2.20</b>	Placa para contador descendente.....	35
<b>Figura 2:21</b>	Placa para la adquisición y transmisión de datos mediante PIC.....	35
 <b>CAPÍTULO 3</b>		
<b>Figura 3.1</b>	Descripción de pines de los Microcontroladores.....	37
<b>Figura 3.2</b>	Diagrama de bloques para el convertidor Analógico-Digital.....	39
 <b>CAPÍTULO 4</b>		
<b>Figura 4.1</b>	Etapas del software.....	41
<b>Figura 4.2</b>	Utilización de herramientas VISA para la adquisición.....	43
<b>Figura 4.3</b>	Iconos de Herramientas utilizadas para recepción de datos.....	44
<b>Figura 4.4</b>	Eta de conversión de datos.....	44
<b>Figura 4.5</b>	Herramientas para la conversión de datos.....	45
<b>Figura 4.6</b>	Diagrama de bloques de visualización de la señal.....	45
<b>Figura 4.7</b>	Eta de análisis de frecuencia.....	46
<b>Figura 4.8</b>	Herramientas utilizadas para determinar la frecuencia.....	46
<b>Figura 4.9</b>	Panel frontal del análisis.....	47
<b>Figura 4.10</b>	Herramientas utilizadas para la elaboración del programa.....	47
 <b>CAPÍTULO 5</b>		
<b>Figura 5.1</b>	Vista frontal del Electromiógrafo.....	49
<b>Figura 5.2</b>	Placas siendo conectadas en el interior chasis del Electromiógrafo....	49
<b>Figura 5.3</b>	Origen de la señal en 2.3V.....	50
<b>Figura 5.4</b>	Colocación de los electrodos en el musculo flexo.....	50
<b>Figura 5.5</b>	Flexión suave con nivel de ganancia 0.....	51
<b>Figura 5.6</b>	Flexión suave con ganancia en nivel 3.....	51
<b>Figura 5.7</b>	Flexión Suave con máxima ganancia.....	51
<b>Figura 5.8</b>	Flexión fuerte con mínima ganancia.....	52
<b>Figura 5.9</b>	Colocación de los electrodos en cuádriceps de la pierna.....	52
<b>Figura 5.10</b>	Dos potenciales de acción tomados desde el musculo cuádriceps.....	53
<b>Figura 5:11</b>	Colocación de electrodos en el bíceps para las pruebas.....	53
<b>Figura 5.12</b>	Potenciales de acción al flexionar el brazo sobre el bíceps.....	53
<b>Figura 5.13</b>	Comparación con equipos profesionales.....	53

**ÍNDICE DE ANEXOS:**

<b>Anexo 1</b>	PCB De la fuente de alimentación.....	60
<b>Anexo 2</b>	Diseño placa adquisición de los 4 primeros canales.....	62
<b>Anexo 3</b>	Diseño placa adquisición canales 5 y 6.....	64
<b>Anexo 4</b>	Diseño placa de transmisión.....	66
..		
<b>Anexo 5</b>	Programa del Microcontrolador para la ganancia programable.....	68
<b>Anexo 6</b>	Programa del Microcontrolador para transmisión a la PC.....	90
<b>Anexo 7</b>	Software en LabView para Recepción y procesamiento de Señales.....	105
.		
<b>Anexo 8</b>	Fotografía 1: Placa construida de la fuente de alimentación.....	106
<b>Anexo 9</b>	Fotografía 2: Placa construida de procesamiento de 4 canales Electromiográficos.....	106
<b>Anexo 10</b>	Fotografía 3: Placa construida de 2 canales electromiográficos.....	107
<b>Anexo 11</b>	Fotografía 4: Placa construida para la transmisión de canales.....	107
<b>Anexo 12</b>	Fotografía 5: Chasis del equipo en construcción.....	108
<b>Anexo 13</b>	Fotografía 6: Equipo en proceso de construcción y cableado.....	108
<b>Anexo 14</b>	Fotografía 7: Pruebas durante el armado del equipo.....	109
<b>Anexo 15</b>	Fotografía 8: Vista exterior del equipo Electromiográfico.....	109

Astudillo Cedillo, Jorge Paúl  
Astudillo Cedillo, Xavier Leoncio  
Ing. Omar Santiago Alvarado Cando  
Diciembre 2012

## **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE REGISTRO ELECTROMIOGRÁFICO”**

### **INTRODUCCIÓN**

En la actualidad, la patología traumática de estructuras neuromusculares toma gran importancia en todos los aspectos, desde traumatismos agudos en los que se ven involucradas de forma exclusiva, o frecuentemente formando parte de un traumatismo múltiple y también en traumatismos crónicos que se sufren de forma progresiva en función de actividades realizadas cotidianamente (principalmente en entornos laborales y de la vida cotidiana que requieran esfuerzos), esta patología traumática requiere de un reconocimiento precoz para evitar problemas severos en el transcurso del tiempo, tomando en cuenta que es mejor prevenir este tipo de problemas y detectarlos a tiempo.

El equipo médico capaz de detectar estos problemas musculares es el electromiógrafo, el cual tiene costos elevados en el país y los equipos electromiográficos disponibles en su mayor parte son internacionales, a nivel nacional la fabricación de este tipo de equipos son mínimos o casi nulos, o bien son realizados a nivel académico, sin obtener un equipo totalmente terminado.

Consideramos importante nuestra investigación por las siguientes razones:

- Las patologías traumáticas de estructuras neuromusculares ya sean leves o crónicas requieren de un reconocimiento a tiempo para evitar problemas severos posteriormente, el electromiógrafo es el equipo que sirve de herramienta a los médicos para valorar pacientes con este tipo de problemas.
- Debido a la falta de una herramienta tecnológica que ayude a la investigación, estudio y análisis de este tipo de señales biomédicas, surge la idea de diseñar e implementar un prototipo de registro electromiográfico con lo cual se logra cubrir estas necesidades.

## CAPÍTULO I

### CONCEPTOS TEÓRICOS RELACIONADOS AL EQUIPO Y SUS ELEMENTOS

#### 1.1 Introducción

Las patologías traumáticas de estructuras neuromusculares son un tema relevante, ya que a diario las personas estamos realizando actividades que requieren de acción muscular. Estas patologías requieren de un rápido y eficaz diagnóstico para evitar problemas severos y complicaciones a futuro.

La electromiografía es la técnica de diagnóstico que consiste en un estudio neurofisiológico de la actividad bioeléctrica muscular y por ende el electromiógrafo es el equipo médico que adquiere dichas señales eléctricas provenientes de las diferentes unidades motoras de un músculo y las visualiza en un ordenador.

El Capítulo I presenta la descripción de las señales eléctricas entregadas por los músculos del cuerpo humano, características, potenciales de acción, entre otros, dichas señales posteriormente serán visualizadas para su análisis.

En este capítulo se pretende describir al electromiógrafo en su totalidad, empezando por los conceptos de electromiografía, así como la descripción de cada elemento que formará parte de dicho equipo, sus características, aplicaciones y usos en el diseño de dicho equipo.

Al terminar este capítulo se pretende obtener bases sólidas en cada elemento que faciliten la comprensión de los siguientes capítulos donde se profundizará más en cada etapa del equipo.

#### 1.2 Electromiografía

##### 1.2.1 Concepto

“La Electromiografía consiste básicamente en la amplificación de los potenciales de acción producidos por la fibra muscular al contraerse, bien sea voluntariamente o como respuesta a un estímulo eléctrico, para estudiarlos por medio de la visión y la audición, con miras a detectar variaciones patológicas que orienten en forma objetiva hacia un diagnóstico y obviamente hacia un tratamiento.” (Mejia Pulido & Restrepo de Mejia, 1980)

En la figura 1.1 se puede observar las características de un potencial de acción.

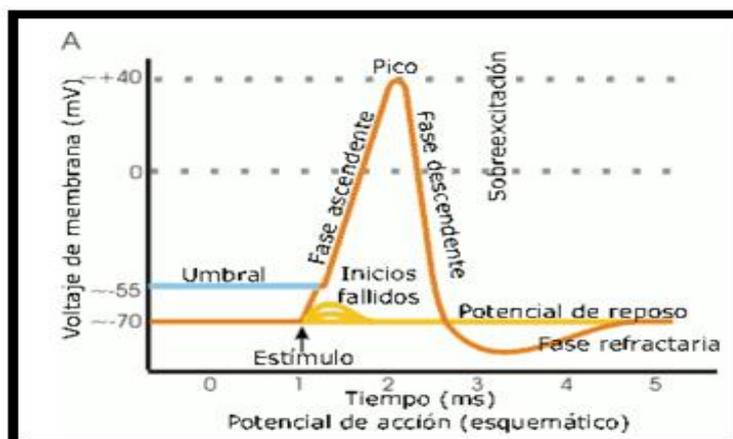


Fig. 1.1 Características y parámetros de un potencial de acción.

Fuente: (Lamberti & Rodríguez, 2007)

En el gráfico anterior el umbral es valor promedio de voltaje en el que se encuentra la diferencia de potencial en el músculo sin estímulo alguno, luego, al obtener dicho estímulo este genera un potencial que crea una fase ascendente hasta llegar a un valor pico de voltaje, el músculo posteriormente al relajarse crea una fase descendente hasta volver al potencial de umbral antes pasando por una de una etapa de reposo.

### 1.2.2 Técnica de Electromiografía

La técnica electromiográfica consiste en la adquisición para el posterior registro y análisis de las señales eléctricas, generadas por la acción en músculos y nervios se da a través de la utilización de electrodos. La figura 1.2 muestra un esquema básico de electromiografía, con la colocación de electrodos para obtener al final una salida con señal EMG.

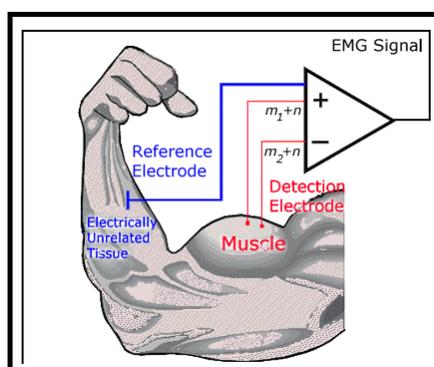


Fig. 1.2 Utilización de electrodos para adquirir señales que luego de ser procesadas se les determina señales EMG.

Fuente: (Contreras Tejeda, Farías Aceves, García González, & Morfín Zepeda)

La técnica consiste en medir la respuesta y la conectividad entre los diferentes electrodos, dicha información refleja las fuerzas que son generadas por los músculos y la temporización de los comandos motores. Luego la señal de EMG varía en su amplitud y en sus propiedades tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependiendo de factores como:

- El tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre electrodos y la zona de actividad muscular, las propiedades de la piel y obviamente la calidad de contacto entre electrodo y piel, la cual debe ser la mejor posible, siempre teniendo en cuenta limpiar las zonas musculares a analizar antes de la colocación de dichos electrodos.
- La calidad de la señal EMG viene descrita por la relación que existe entre la señal EMG medida y los factores de ruido que se filtran desde el ambiente, por lo que el objetivo es poseer mayor amplitud en la señal y a su vez en el mismo proceso minimizar el ruido, asumiendo que el diseño del amplificador y que el convertidor A/D estarán por encima de los estándares aceptables, la relación entre la señal y el ruido está casi en su totalidad determinada por los electrodos, como se dijo anteriormente por las propiedades de los electrodos y el contacto con la piel.

### 1.2.3 Aplicaciones de la Electromiografía

En aplicaciones clínicas la electromiografía es aprovechada para detectar problemas como:

**“Denervación:** Cuando existe pérdida de continuidad entre un nervio y el músculo se lo detecta mediante electromiografía, al tener potenciales de fibrilación en el músculo sin que este haya realizado una acción puede ser señal de denervación.

**Desordenes de la neurona motriz:** Pueden ser ya sea infecciones víricas hasta atrofas musculares de la espina dorsal, entre otros, todos estos muestran síntomas comunes que son excesiva actividad de inserción, fibrilación entre otros aspectos como potencial de unidades motoras de amplitudes y duraciones fuera de lo normal.

**Neuropatías periféricas:** Se caracterizan por la reducción de la actividad de las unidades motoras hasta el punto de perderse el patrón de interferencia, incluso durante un esfuerzo máximo. Las amplitudes y duraciones son normales o ligeramente inferiores.

**Bloqueo Neuromuscular:** Las fibras musculares están normalmente inervadas y por lo tanto los impulsos a través de la unión mioneuronal fluyen con dificultad.

**Enfermedades musculares:** Existen varias enfermedades como distrofias musculares, miopatías adquiridas, miopatías de tipo endocrino y un grupo diverso de desordenes de origen congénito, que muestran anomalías en las características de los potenciales de acción de las unidades motoras (PUM) “. (Navarro, Electromiografía)

### 1.3. Electromiógrafo

#### 1.3.1 Concepto

“El electromiógrafo es el equipo cuya función es adquirir las señales eléctricas provenientes de las diferentes unidades motoras de un músculo y mostrarlas en un ordenador personal.” (Barreda, 2005)

#### 1.3.2 Partes del Electromiógrafo

La figura 1.3 muestra un diagrama de bloques que indica las partes del prototipo a implementar.

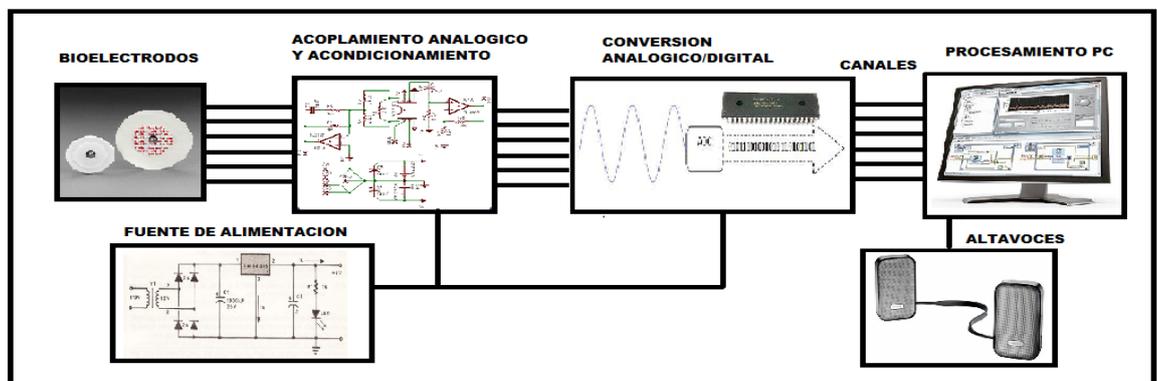


Fig. 1.3 Diagrama de bloques con las etapas del electromiografía.

El electromiografía consta de las etapas que se pueden observar en la gráfica anterior, los cuales se describirán más a fondo posteriormente, como se puede observar las etapas básicas son las del transductor, procesamiento y al final obtener las gráficas para el respectivo análisis.

Los electrodos utilizados son superficiales en forma de disco, luego de tener la señal directamente del músculo se realiza todo el procesamiento en la que incluyen etapas de filtrado, amplificación y conversión A/D de la señal

para su posterior transmisión hacia la PC donde se grafican las señales para su valoración.

La señal visualizada será también posible escucharle, ya que en este tipo de equipos el uso de altavoces es necesario muchas veces para mayor facilidad de diagnóstico por parte del médico tratante.

## 1.4 Señales Del Cuerpo Humano

### 1.4.1 Nervios

A nivel de los nervios se produce una conducción que comunica las diferentes partes del cuerpo con el cerebro, es así mediante estímulos o con el movimiento de los músculos se genera un potencial. En la figura 1.4 se muestra la interface de comunicación entre el cerebro y los nervios luego de un estímulo u orden cerebral.

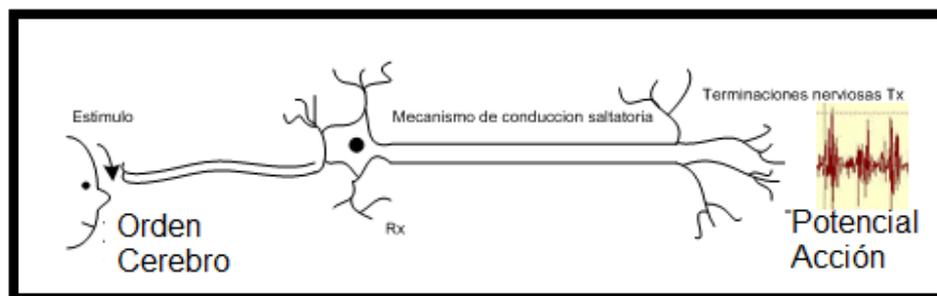


Figura 1.4 Conducción neural.

Fuente:( González Cifuentes, 2010)

Antiguamente se pensaba que los músculos y los nervios solo podían ser activados por impulsos eléctricos, pero esta hipótesis cambió luego de que estudios determinaran que los músculos y los nervios al tener una actividad normal pueden generar potenciales eléctricos de acción o biopotenciales, y estos cambios eléctricos son la causa de la comunicación neural.

Los biopotenciales en medicina son aprovechados para el diagnóstico, prevención o tratamiento de enfermedades asociadas a la actividad muscular, ya sea mediante el uso de estímulos externos o captación de bioseñales y sirviendo estas bioseñales como instrumentos de análisis por los profesionales de la medicina en cuanto a patologías musculares.

### 1.4.2 Conducción Eléctrica

Fuera de la membrana como se ve en la figura 1.5 es más positivo que al interior, esto se da ya que la membrana al ser semipermeable permite el paso de cierto tipo de iones que transforman el exterior en más positivo.

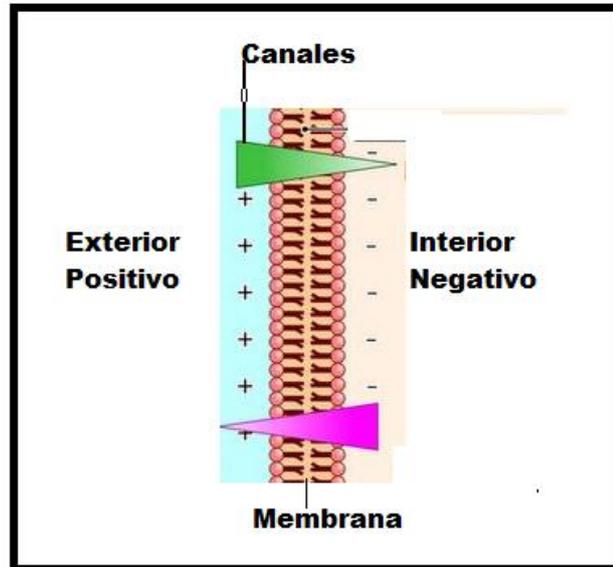


Figura 1.5 Estructura de una membrana celular.

### 1.4.3 Potenciales de Acción

Existen dos potenciales de acción:

- En la membrana de la célula.- Es ineficiente, consume mucha energía en la apertura y cierre de canales. No sirve para grandes distancias.
- De célula a célula.- Se produce únicamente en el axón. En un tiempo  $t_1$  se produce un estímulo el cual provoca una despolarización con lo cual circula corriente.

### 1.4.4 Niveles de potencial de las Bioseñales para EMG

“Las señales electromiográficas tienen un espectro de importancia que va en el rango de 0 a 500Hz, la energía dominante en entre 50 y 150Hz, estas señales son fuertemente afectadas por el ruido de la línea (60Hz), tienen una amplitud entre 0 y 6mv pico y entre 0 y 1.5mVrms, hay que tomar en cuenta que los potenciales de acción de cada músculo presenta una magnitud fija.” (Martínez & Vergara, 2011)

La siguiente figura muestra las características de la señal, tal como se puede observar esta en el rango descrito anteriormente y con amplitudes en niveles de mili voltios.

La figura 1.6 muestra las características antes descritas de señales EMG.

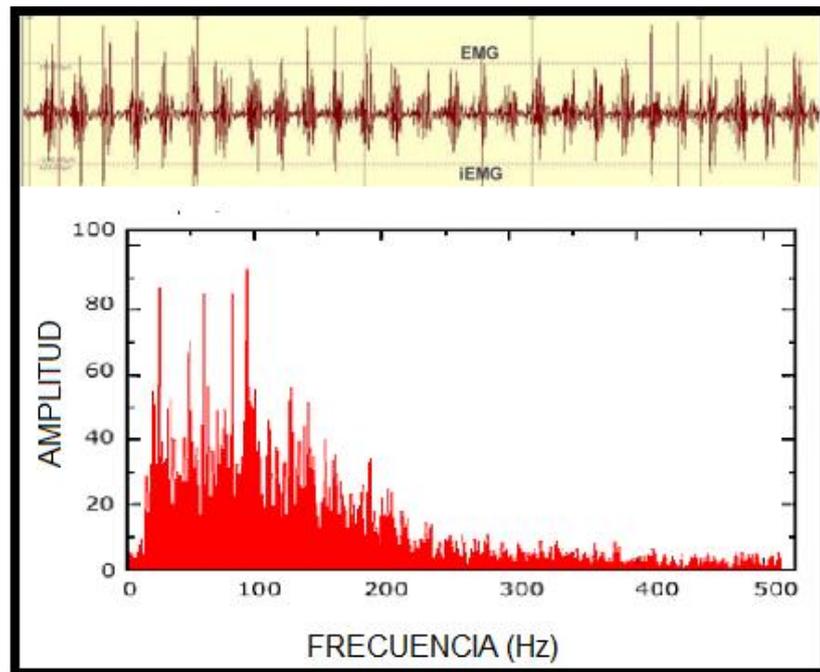


Fig. 1.6 Características de señal EMG

Fuente: (Martínez & Vergara, 2011)

## 1.5 Bioelectrodos

En la medición de biopotenciales y corrientes del cuerpo humano, es necesario tener un interface entre el cuerpo humano y el instrumento de medición, la función de interface se lleva a cabo mediante bioelectrodos. En mediciones prácticas de potenciales, la corriente circula por un mínimo periodo de tiempo del que se realiza la medición. Idealmente esta corriente es muy pequeña. Sin embargo, en situaciones prácticas nunca es cero. Los electrodos deben tener la capacidad de conducir una corriente a través del interface entre el individuo y el circuito de medida.

### 1.5.1 Concepto

“Los bioelectrodos son una clase de sensores que convierten la conducción iónica a conducción electrónica, de tal forma que la señal pueda ser procesada en circuitos electrónicos.” (Sensores y Electroodos)

### 1.5.2 Electroodos de lectura Superficial

“Los electrodos superficiales son colocados sobre la piel, estos son principalmente superficies de metal, sin embargo debido a que están en contacto directo con la piel hay que tomar ciertas consideraciones : la piel es un tejido conductivo cuyo material intracelular y extracelular está compuesto

de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones, es decir la interfaz electrodo piel posee mucho ruido.” (Merletti, 2004)

### 1.5.3 Tipos de electrodos de lectura superficial

“Existen varios tipos de electrodos de superficie, estos se dividen principalmente en dos grandes grupos: electrodos secos y electrodos húmedos. Los electrodos húmedos son aquellos en los que la placa de metal y la piel se encuentran una sustancia electrolítica o gel conductor, esto se hace con el fin de disminuir el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente”. (Searle & Kirkup, 2007)

“Los electrodos superficiales secos requieren de un gel electrolito. Recientes avances en la tecnología electrónica de estado sólido han hecho posible registrar biopotenciales con electrodos que pueden ser directamente colocados sobre la piel sin la capa de gel electrolito. La principal característica de estos electrodos es que dentro de sí tienen un amplificador de muy alta impedancia de ingreso. Aunque no existe interface metal – electrolito.” (Searle & Kirkup, 2007)

En la figura 1.7 se puede observar los electrodos de superficie tanto secos como húmedos.

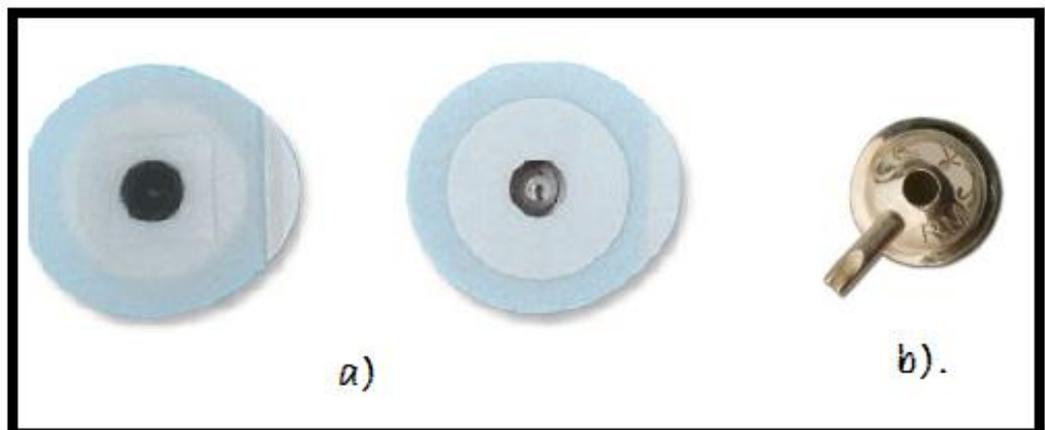
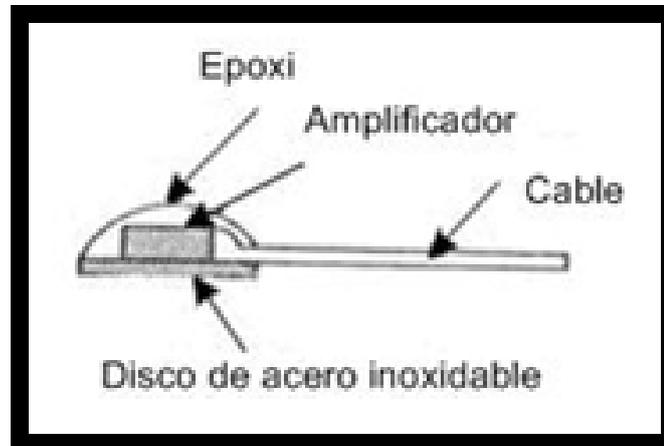


Fig.1.7 Diferentes tipos de electrodos de superficie: a) electrodos húmedos. b) Electrodo seco

Los electrodos superficiales secos constan de las partes que se pueden observar en la figura 1.8. En esta gráfica encontramos que poseen un disco de acero inoxidable, el cual estará en contacto con el músculo. El epoxy es

un polímero que sirve principalmente de protección para el disco. El amplificador como su nombre lo indica nos da mayor amplitud en la señal obtenida para su posterior transmisión por el cable.



**Figura. 1.8** Electrodo seco.

Fuente: (Searle & Kirkup, 2007)

## 1.6 Amplificadores de Instrumentación

### 1.6.1 Descripción

El AD620 es un amplificador de relativamente bajo costo, amplificador de instrumentación de alta precisión que requiere solo una resistencia externa para controlar la ganancia de 1 a 1000.

Además se presenta como un chip de 8 pines en encapsulado DIP y blindado, tiene bajo consumo de potencia (solo 1.3 mA máximo), haciéndolo apropiado para alimentarlo con baterías, y ser utilizado en aplicaciones portátiles.

El AD620, tiene alta precisión, de 40 ppm no lineal máximo, bajo voltaje de offset, 50  $\mu\text{V}$  máximo, es excelente para usos en sistemas de adquisición de datos, tal como transductor en interfaces. Además, el bajo ruido, baja ingresos de corriente de desvío (bias), lo hacen que se ajuste para aplicaciones médicas como ECG y monitoreos no invasivos.

Este integrado trabaja muy bien como preamplificador debido a su bajo nivel de ruido al ingreso  $9 \text{ nV}/(\text{Hz})^{1/2}$  a 1 kHz, 0.28  $\mu\text{V}$  p – p en una banda de 0.1 Hz hasta 10 Hz. También satisface bien para aplicaciones de multiplexación con un tiempo de 15  $\mu\text{s}$  a 0.01 %.

## 1.6.2 Características

### •FACIL DE USAR

- Se fija la ganancia por una resistencia externa, entre 1 y 1000.
- Rango de voltaje de alimentación entre  $\pm 2.3 \text{ V}$  a  $\pm 18 \text{ V}$
- Mas alto desempeño que el diseño con tres amplificadores.

### •EXCELENTE RENDIMIENTO EN DC

- $50 \mu\text{V}$  max, offset del voltaje de ingreso
- $0.6 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$  max, fluctuación en offset de ingreso
- nA max, corriente de desvío en el ingreso
- 100 dB min, razón de rechazo en modo común.

### •DIAGRAMA DE CONEXIÓN.

En la siguiente figura puede visualizarse la disposición de los pines del AD620.

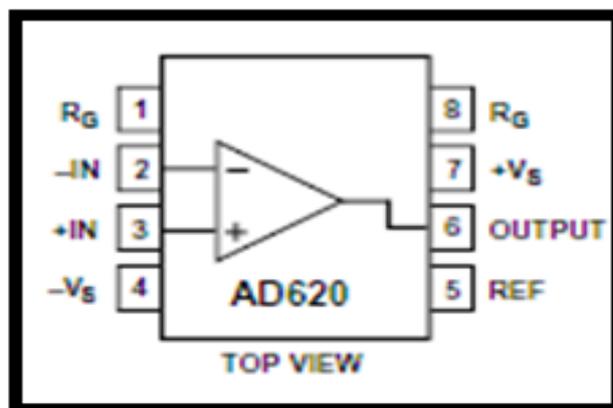


Figura 1.9 Diagrama de conexión AD620

Fuente: (Texas Instruments, Datasheet AD620)

## 1.6.3 Teoría de Operación

Es un amplificador de instrumentación monolítico basado en una modificación de la clásica aproximación de tres amplificadores operacionales.

Una compensación absoluta permite el uso de ganancia programada con precisión usando solamente una resistencia, a esta resistencia se le conoce como  $R_G$ , la figura 1.10 muestra la conexión de la  $R_G$  en este amplificador.

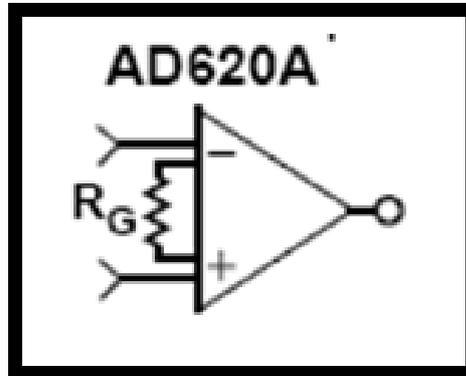


Figura 1.10 Conexión de resistencia de control de ganancia.

Fuente: (Texas Instruments, Datasheet AD620)

## 1.7 Filtros

“Un filtro es, en general, un dispositivo formado por componentes (resistencias, bobinas, condensadores, dispositivos activos,...) interconectados entre sí para producir unos cambios específicos en la señal de entrada y obtener una señal de salida con las características deseadas.

El filtrado se considera, en general, como un proceso de cambio del espectro de la señal de entrada, es decir, una modificación de los valores de frecuencia para conseguir la señal de salida deseada. Más concretamente se puede entender como filtrado la eliminación de determinadas componentes frecuenciales de una señal (bandas atenuadas o eliminadas) dejando pasar las demás (bandas de paso)”. (Universidad de Alcalá. Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones., 2007)

### 1.7.1 Filtro Pasa Alto

“Idealmente se define un filtro paso alto como un filtro que deja pasar las pulsaciones o frecuencias por encima de una dada.” (Universidad de Alcalá. Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones., 2007)

La figura 1.11 muestra el funcionamiento de un filtro pasa alto.

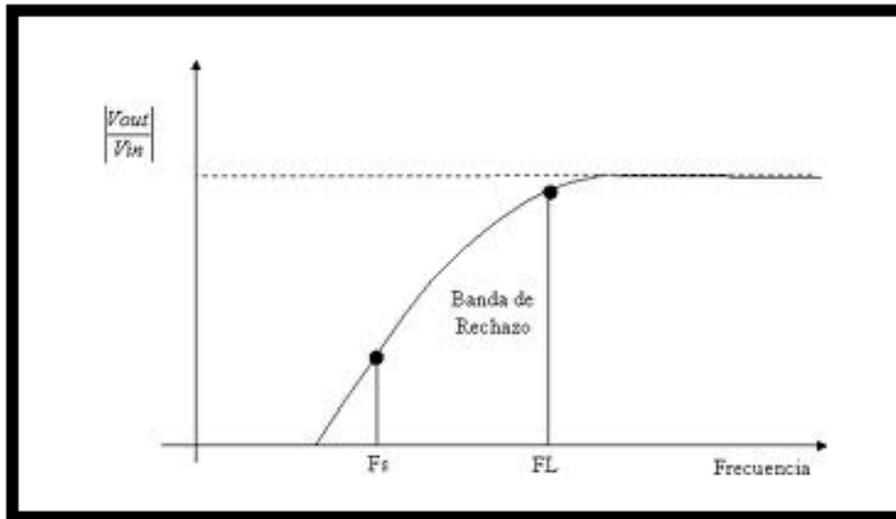


Figura 1.11 Filtro pasa alto.

### 1.7.2 Filtro Pasa Bajo

“Idealmente se define un filtro paso bajo como un filtro que deja pasar las pulsaciones o frecuencias por debajo de una dada.” (Universidad de Alcalá. Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones., 2007)

La figura 1.12 muestra el funcionamiento de un filtro pasa bajo.

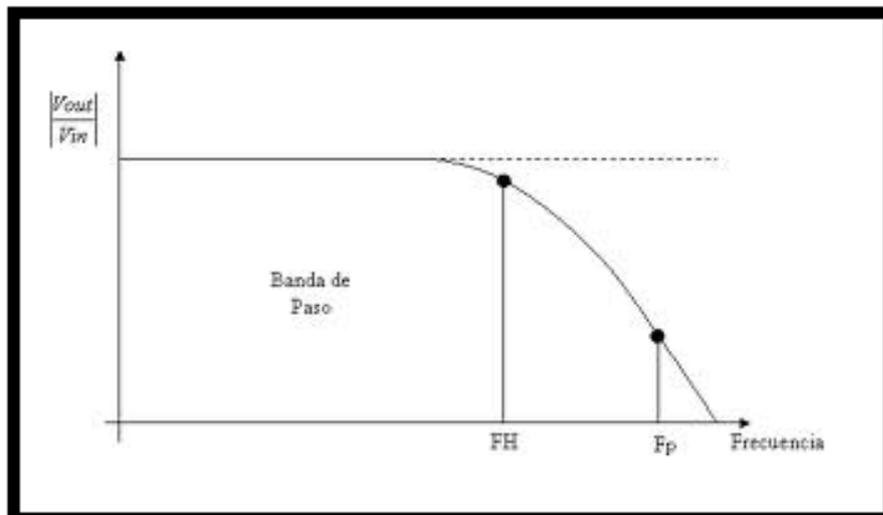


Figura 1.12 Filtro pasa bajo

## 1.8 Conversión Analógico Digital

“La salida de los sensores, que permiten al equipo electrónico interactuar con el entorno, es normalmente una señal analógica, continua en el tiempo. En

consecuencia, esta información debe convertirse a binaria (cada dato analógico decimal codificado a una palabra formada por unos y ceros) con el fin de adaptarla a los circuitos procesadores y de presentación. Un convertidor analógico-digital (CAD) es un circuito electrónico integrado cuya salida es la palabra digital resultado de convertir la señal analógica de entrada.

La conversión a digital se realiza en dos fases: cuantificación y codificación. Durante la primera se muestrea la entrada y a cada valor analógico obtenido se asigna un valor o estado, que depende del número de bits del CAD. El valor cuantificado se codifica en binario en una palabra digital, cuyo número de bits depende de las líneas de salida del CAD.

En la práctica, el proceso de conversión está sujeto a numerosas limitaciones resultado de los procesos de fabricación. Las más relevantes son el tiempo de conversión y la finitud del número de estados de salida. La conversión involucra un tiempo y, en consecuencia, supone una incertidumbre que limita la velocidad máxima de la entrada. Los valores discretos del proceso de cuantificación llevan consigo un error y una limitación de resolución del circuito”. (González de la Rosa)

“El muestreo es la etapa en la que se toman partes de la señal analógica, la velocidad de muestreo depende del reloj y recibe el nombre de frecuencia de muestreo. La etapa de retención se encarga de mantener el valor de la muestra el tiempo suficiente para que pueda ser procesado. El proceso de cuantificación consiste en medir el valor de voltaje recibido para así asignarle un único valor de salida. La última etapa es la de codificar que consiste básicamente en traducir el valor cuantificado a un valor binario.” (González Cifuentes, 2010)

La conversión A/D tiene la desventaja es que se pierde información por truncamientos y redondeos a la hora de la codificación y la aparición del efecto denominado “aliasing”, que consiste en obtener una señal diferente a la muestreada cuando se intenta reconstruir la señal analógica original.

Para evitar este efecto es conveniente hacer uso del teorema de muestreo Nyquist: este teorema dice que una señal puede ser completamente reconstruida sin pérdida de información si se muestrea a una frecuencia de cuando menos del doble del armónico más grande presente en la señal analógica.

## CAPÍTULO 2

### DISEÑO DEL HARDWARE DEL EQUIPO

#### 2.1 Introducción

En este capítulo se va a realizar la descripción de cada una de las etapas de hardware que forman parte del equipo electromiográfico.

Las etapas del hardware del equipo comienzan con la fuente de alimentación la cual nos debe proporcionar voltajes: +5v, +12v y -12v, dicha fuente deberá tomar el voltaje de la red para alimentar al equipo.

Posteriormente en el hardware tenemos la preamplificación la cual es de vital importancia ya que las señales bioeléctricas son de baja potencia, para ello el uso de un amplificador de instrumentación es muy importante.

Las señales Electromiográficas tienen un cierto rango de frecuencias en las cuales actúan, es por ello que el hardware posee una etapa de filtrado para eliminar frecuencias no deseadas.

Luego de tener la señal filtrada se procede a amplificar dichas señales, en este caso la ganancia va a ser variable para un mejor análisis de la señal según su amplitud, en este punto se puede analizar ya la señal electromiográfica, por lo cual luego de esto colocamos un desplazador de nivel para de esta forma proporcionar al PIC valores positivos únicamente.

La siguiente etapa consiste en un circuito integrador, de esta forma se puede obtener un valor rms de la señal electromiográfica, con lo cual se analiza de forma más clara la señal.

Aparte de los dos terminales de adquisición que se ubican en el músculo a analizar, se coloca un electrodo de referencia. Para evitar colocar un electrodo de referencia en cada canal, se ha diseñado un circuito que sea la referencia de los 6 canales, por lo tanto se tiene un circuito que obtenga un valor de referencia de cada canal y al final tener el electrodo de referencia común.

Finalmente se tiene el hardware para el micro controlador que realiza la conversión analógica digital de las señales y la posterior transmisión a la PC.

## 2.2 Fuente de alimentación

### 2.2.1 Descripción de la fuente

Al ensamblar esta fuente de alimentación se obtiene un circuito que entrega tres voltajes constantes o regulados, +5v, +12v y -12v, los cuales sirven para alimentar todos los circuitos que forman parte del electromiografo.

### 2.2.2 Funcionamiento

El funcionamiento de la fuente de alimentación está basado en el esquema que se muestra en la figura 2.1. El circuito está formado por varios componentes, primero se procede a colocar un filtro de red, ya que la señal para este tipo de circuitos debe ser limpia y se tiene problemas con el ruido ocasionado por el voltaje de línea, luego se coloca un transformador 1:1 toda esta primera etapa con el objetivo de obtener un voltaje más puro.

Luego de filtrar el ruido de la red se procede a armar una fuente convencional empezando por el transformador, el cual toma el voltaje de corriente alterna de 110VAC a través de su bobina primaria y lo convierte en a dos tensiones de 12VAC en el secundario.

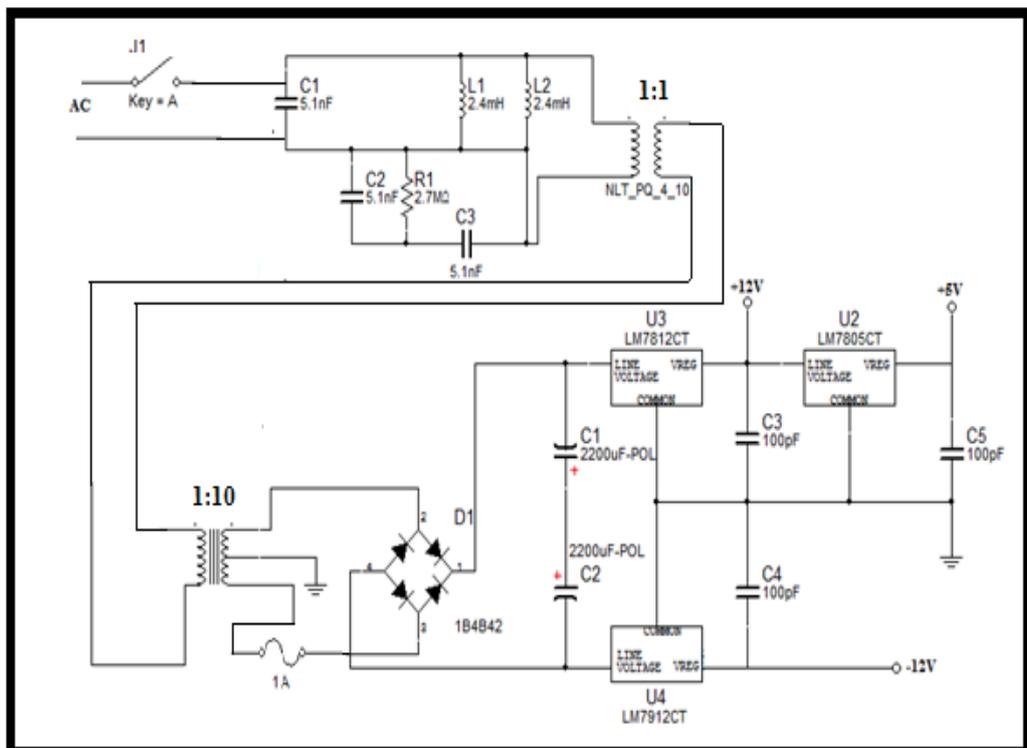


Fig. 2.1 Esquema de conexión fuente de alimentación del hardware.

Como se puede observar en la figura 2.1 los voltajes de corriente alterna obtenidos se deben pasar a corriente continua, este proceso se llama rectificación. Para realizar dicho proceso se utiliza el montaje con cuatro diodos que se muestra en el esquema, esta estructura es conocida como puente rectificador. El mencionado circuito se puede obtener conectando cuatro diodos independientes, pero dado que esa configuración es muy usada se puede utilizar un dispositivo que tiene los cuatro diodos en un solo paquete, lo que representa algunas ventajas a la hora de armar el circuito. Las salidas del transformador marcadas con 12VAC se conectan a las entradas del puente rectificador en la terminal de corriente alterna. Las salidas de dicho puente que se encuentran marcadas con + y - van a alimentar los reguladores de voltaje de +12v (7812) y de -12v (7912) respectivamente. El cable central del secundario del transformador se conecta a la tierra de los reguladores de voltaje, con el objetivo de conformar la tierra de corriente continua general para el circuito. En esta instancia el voltaje obtenido a la salida del puente rectificador no está regulado, por lo tanto puede variar de acuerdo a las fluctuaciones de la línea de corriente alterna que alimenta el primario

### **2.3 Etapa de Preamplificación**

En la etapa de preamplificación es necesario usar un amplificador de instrumentación, en este caso el AD620, en el Capítulo I se dieron ciertas descripciones de este amplificador el cual debe cumplir con ciertas características para la adquisición de señales biológicas, este es un encapsulado que posee una circuitería interna que realiza la función de un diferenciador.

En la figura 2.2 se puede observar que el AD620 posee dos pines para ingreso de señales tanto la positiva como la negativa, un pin para referencia que en este caso tendrá conexión a tierra, dos pines para la alimentación tanto positiva como negativa, el pin de salida de la señal y los terminales RG que sirven para determinar la ganancia que va a tener el circuito, a continuación se explica la forma de determinar dicha ganancia.

En la siguiente figura se puede observar el esquema interno de dicho integrado el cual viene como un circuito integrado de 8 pines.

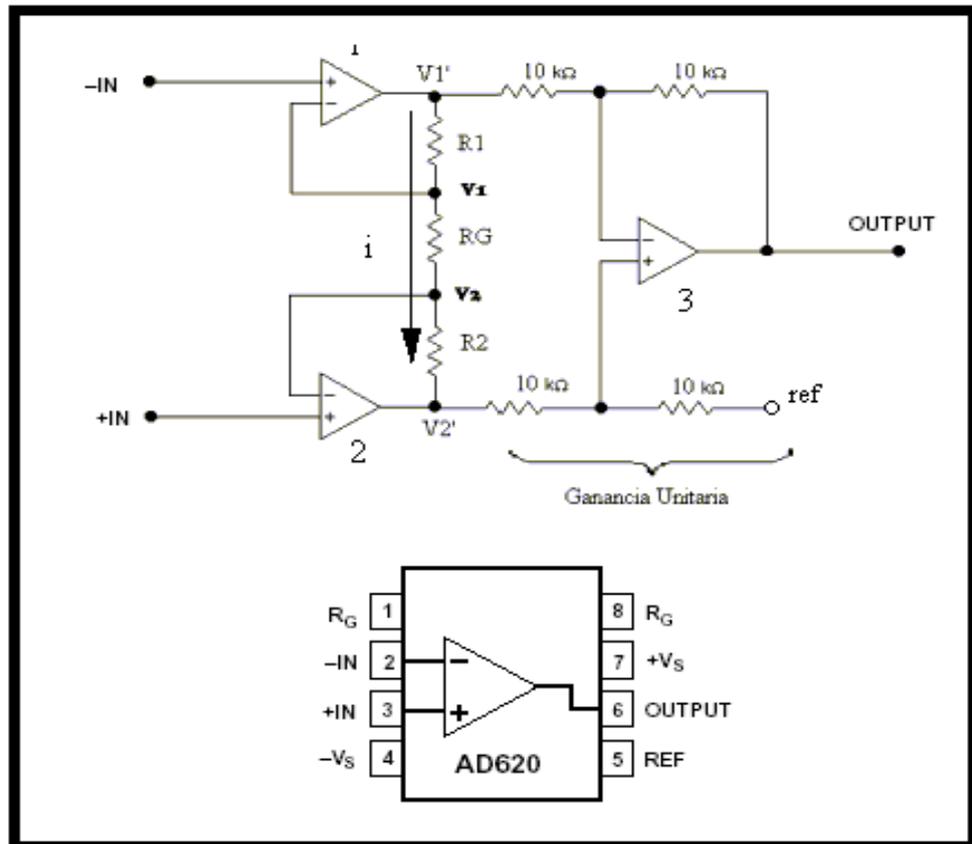


Figura 2.2 Esquema interno y encapsulado del AD620.

Fuente: (Datasheet AD620, connection diagram)

### 2.3.1 Cálculos AD620

El AD620 posee un par de pines que permiten colocar un valor de resistencia entre ellos, la cual va a determinar la ganancia del circuito que viene dada por la siguiente ecuación:

$$AV = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1 \quad \text{Ec.2.1}$$

Tomando en cuenta la ecuación 2.1, colocamos dos resistencias en serie los cuales nos permitan obtener cierta ganancia, en esta etapa no es recomendable una amplificación muy grande pues se obtiene señales no puras, debido a que la señal electromiográfica esta contaminada ruido

externo, por lo que según cálculos ponemos dos resistencias de  $1\text{k}\Omega$  lo que nos da una  $R_G$  total de  $2\text{k}\Omega$ , al reemplazar dichos valores en la Ec.2.1 obtenemos la siguiente ganancia a la salida del AD620:

$$AV = 25.7 \text{ Ec. 2.2}$$

### 2.3.2 Circuito de pierna Derecha

En esta etapa de preamplificación existe un circuito de pierna derecha recomendado por el fabricante utilizado para registrar bioseñales. Este nos sirve para evitar corrientes que pueden provocar alteraciones a nuestra señal electromiográfica y para compensar problemas con el ruido.

En la figura 2.3 se muestra el esquema que recomienda el fabricante como circuito de pierna derecha para adquisición de señales bioeléctricas.

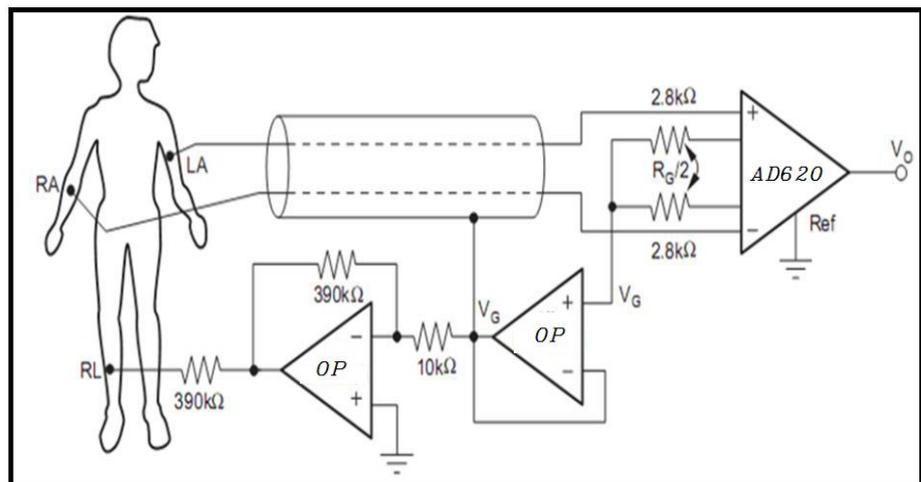


Fig.2.3: Circuito de pierna derecha para adquisición de bioseñales.

Fuente: (Datasheet AD620, connection diagram).

En la figura 2.3 podemos observar que el circuito de pierna derecha consiste en un seguidor de tensión que nace en el partidor de la resistencia de ganancia  $R_G$ , además a la salida de este seguidor  $V_G$  es el voltaje que viene desde el apantallado del cable, y luego tenemos un circuito amplificador que va al cuerpo que determina la retroalimentación del ruido.

### 2.3.3 Circuito de Preamplificación

Esta etapa de preamplificación consta en definitiva del Amplificador instrumental, el circuito de pierna derecha y circuitos seguidores que actúan como buffers para mejor conservación de la señal, en la figura 2.4 se puede observar todo el esquema en conjunto para la preamplificación:

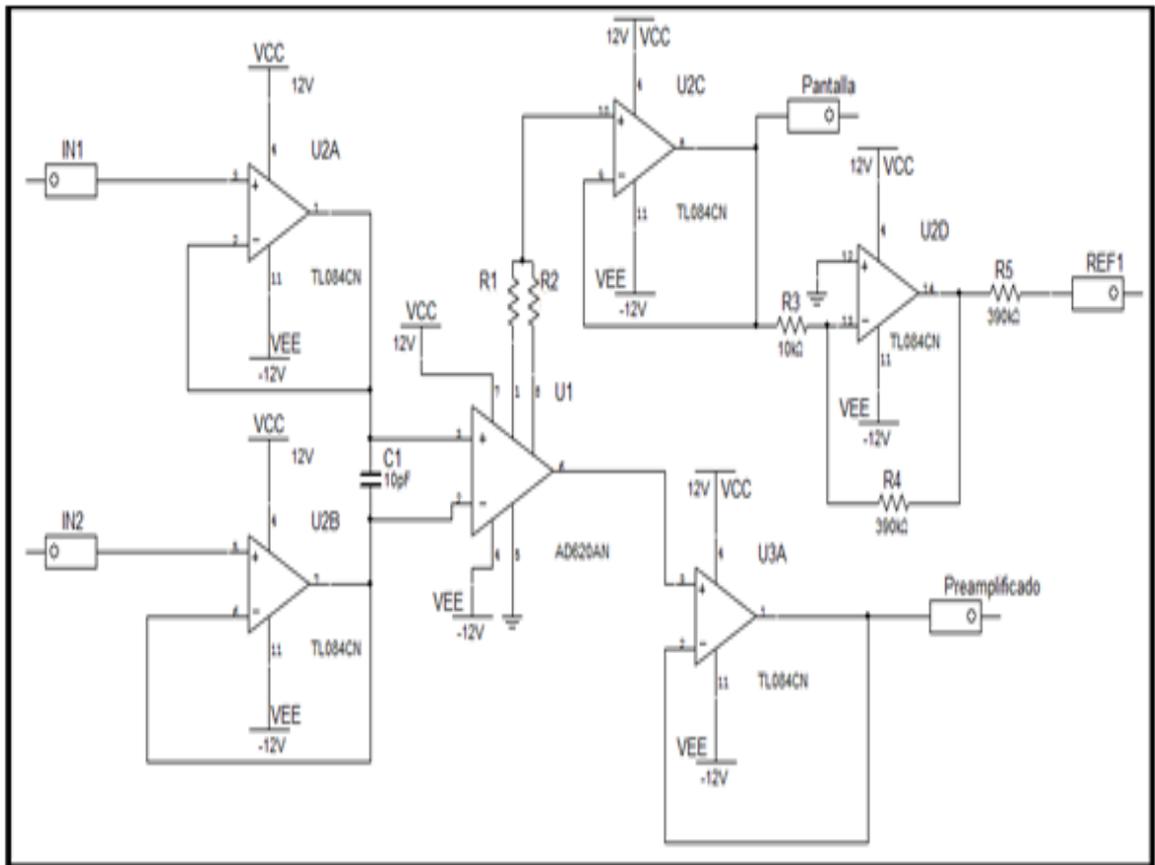


Figura 2.4: Esquema de preamplificación.

En la figura 2.4 IN1 e IN2 son los dos electrodos de entrada colocados en el músculo a estudiar, el terminal REF1 se refiere al electrodo de referencia del canal, el terminal pantalla se refiere al apantallado del cable, y preamplificado es la salida de la señal pre amplificada.

### 2.4 Etapa de filtrado

Luego de la preamplificación, etapa en la que se obtiene la señal desde los bioelectrodos y es diferenciada y amplificada con el AD620, la señal esta lista para ser filtrada y procesada.

La configuración utilizada para estos filtros son Sallen Key los cuales a su vez muestran como opción 3 configuraciones entre las más utilizadas que son la Chebyshev, Bessel y Butterworth, las características de estas configuraciones son:

- El filtro Chebyshev, presenta una respuesta más fina, pero a su vez también genera ondulaciones antes de llegar a la frecuencia de corte, si se aumenta el orden del filtro estas ondulaciones se reducen.
- El filtro Bessel presenta variaciones de fase constantes.
- El filtro Butterworth presenta una banda de paso muy suave y el corte es muy fino, además de su virtud de ser la configuración que presenta una respuesta más plana o continúa cerca de la frecuencia de corte.

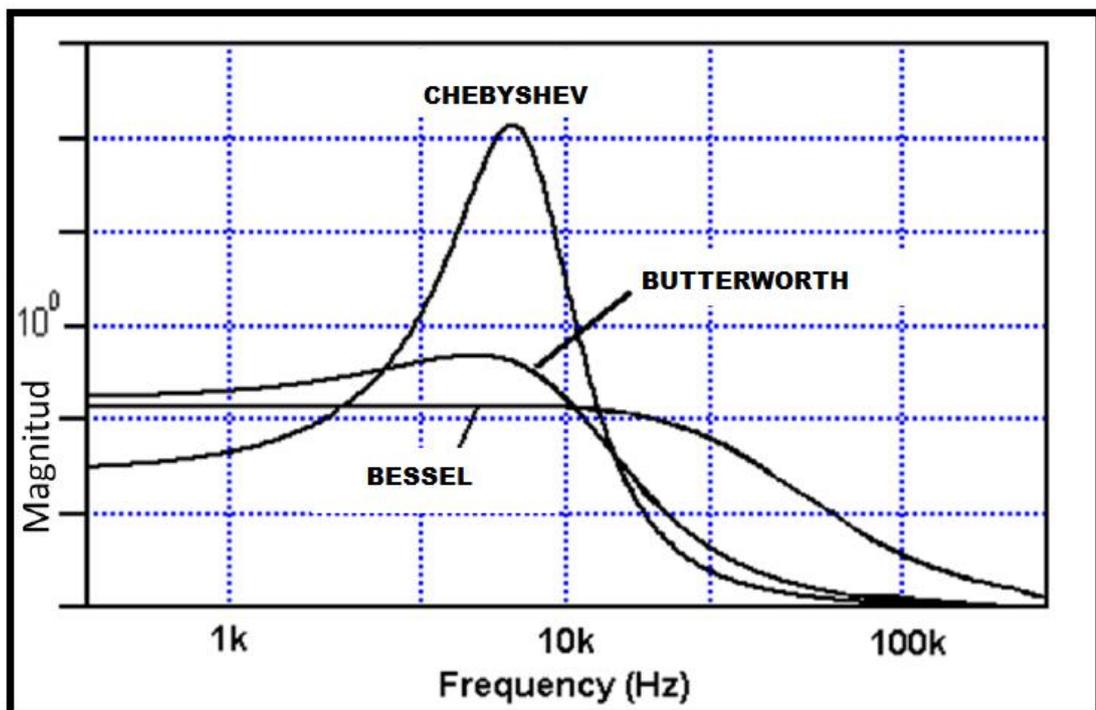


Figura 2.5. Gráfica de magnitud vs frecuencia.  $F_c=10\text{Khz}$

En el análisis de las configuraciones dadas se escoge usar la Butterworth ya que presenta una magnitud más plana y desciende más rápido cuando se encuentra cerca de la frecuencia de corte.

Se necesita generar un filtro pasa banda de 20 a 500Hz ya que esas son las frecuencias en las que trabaja la electromiografía, para generar estos filtros desarrollamos en cascada; un filtro pasa alta que deja pasar frecuencias mayores a 20 Hz y en cascada a esta un filtro pasa bajo de 500 Hz, así tenemos el rango de frecuencias deseado.

### 2.4.1 Filtro Pasa Alto

Como se dijo anteriormente el filtro pasa alto debe dejar pasar frecuencias mayores a 20 Hz. La Ec. 2.3, 2.4 describe los cálculos necesarios para hallar los distintos componentes a utilizar en este filtro.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}} \quad \text{Ec. 2.3}$$

$$Q = \frac{R_2C_1C_2}{(C_1+C_2)\sqrt{R_1C_1R_2C_2}} \quad \text{Ec. 2.4}$$

Si hacemos que  $R_1=R_2=R$  y  $C_1=C_2=C$  y al reemplazar en EC. 2.3 y E.C 2.4 tenemos:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{Ec. 2.5}$$

$$Q = \frac{RC * C}{2C * RC} = \frac{1}{2} \quad \text{Ec. 2.6}$$

Y tomamos a R con un valor de 22k.

$$C = \frac{1}{2\pi * R * F} = \frac{1}{2\pi * 22k * 20} = 362nF \quad \text{Ec.2.7}$$

De esta manera encontramos el valor del capacitor descrito en la Ec. 2.7. Se obtiene el filtro pasa alto, el cual va a ser conectado en cascada con el filtro pasa bajo, dicho filtro se describe a continuación.

### 2.4.2 Filtro Pasa Bajo

El filtro pasa bajo debe dejar pasar frecuencias menores a 500Hz con los siguientes cálculos de los componentes, tomando la ecuación 2.3 y reemplazando en Ec. 2.5, tomando en cuenta el mismo principio de igualdad de resistencias (10k) y capacitores tenemos:

$$C = \frac{1}{2\pi * R * F} = \frac{1}{2\pi * 10k * 500} \quad \text{Ec. 2.8}$$

$$C = 32nF \quad \text{Ec. 2.9}$$

Al realizar pruebas y tomando en cuenta que aunque el límite de la señal electromiográfica va de 20 a 500 Hz la masa principal de dicha señal está entre 50 y 250 Hz, el barrido de frecuencias que da mejor resultado se obtienen con los siguientes valores:

Filtro pasa Bajo  $R=10K$  y  $C=22nF$

Filtro Pasa Alto  $R=22k$  y  $C=1\mu F$

### 2.4.3 Circuito de Filtrado

Al obtener el diseño de los componentes de los dos filtros se arman en cascada, en ambos casos no se realizara amplificación alguna para evitar amplificar señales no deseadas, por lo que, el esquema de filtrado total se puede observar en la siguiente grafica:

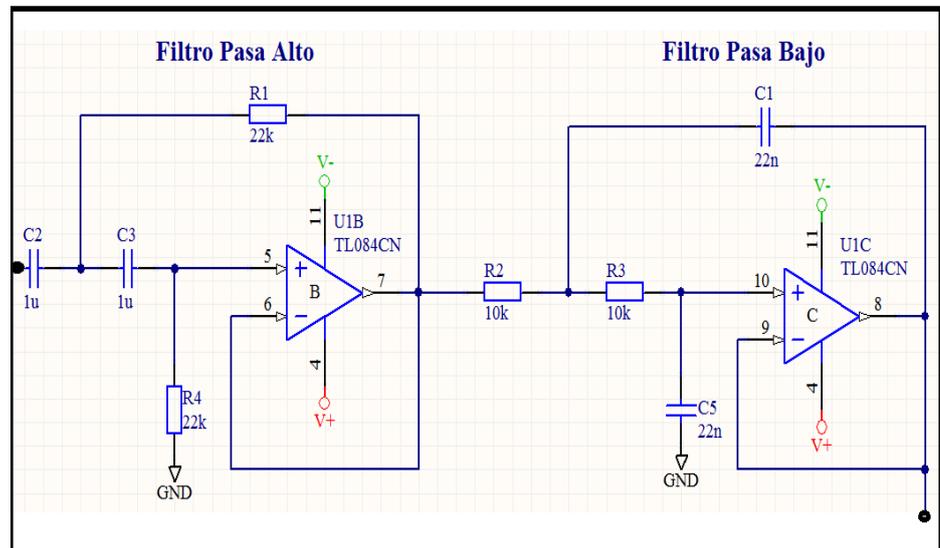


Figura 2.6: Filtro pasa banda de 20 a 500 Hz.

## 2.5 Etapa de amplificación

Luego de obtener la señal filtrada, se obtiene señal electromiográfica y esta lista para ser amplificada para un mejor análisis, en este caso se ha determinado realizar una ganancia variable, el usuario del equipo tendrá la posibilidad de regular la ganancia según sea sus necesidades.

### 2.5.1 Ganancia del Equipo

El equipo hasta esta etapa tiene únicamente la amplificación que se le dio en el AD620, su ganancia fue calculada en la ecuación 2.2 y se determinó la ganancia en la preamplificación de 25.7, sin embargo esta ganancia no es suficiente, para un mejor análisis de la señal se tiene una etapa para amplificación teniendo como aspecto importante que será una ganancia variable y de esta forma se podrá tener la señal adecuada a las necesidades.

### 2.5.2 Diseño de Ganancia Variable

Para la ganancia variable se va a utilizar el integrado CD4051BE, multiplexor de 8 canales que posee tres entradas binarias para el control, estas entradas binarias escogen que salida se va a utilizar de los 8 canales disponibles en el multiplexor.

La idea en la ganancia variable consiste entonces en un amplificador no inversor cuya resistencia de retroalimentación será determinada por el multiplexor, la figura 2.7 explica de mejor manera el funcionamiento de la ganancia variable.

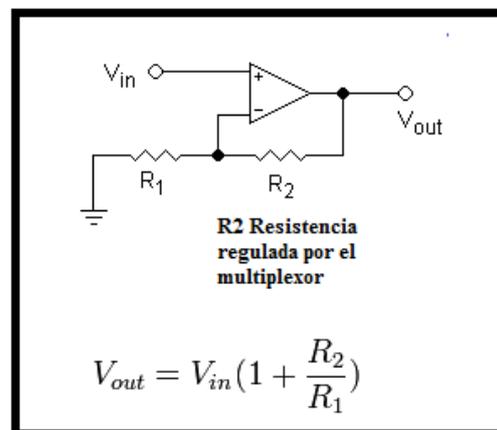


Figura 2.7. Amplificador no inversor y función del multiplexor

$$V_{out} = V_{in} \left( 1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \text{ Ec. 2.10}$$

Como se puede ver en la figura 2.7 y en la Ec. 2.10 del amplificador no inversor, al variar la resistencia R2 tendremos distinta ganancia a la salida del circuito, la idea del multiplexor es colocar resistencias en serie las cuales se van sumando según la salida que se active en el multiplexor mediante el control de las entradas binarias.

En la figura 2.8 se puede observar el multiplexor CD4051BE, donde podemos analizar cada uno de los pines que posee.

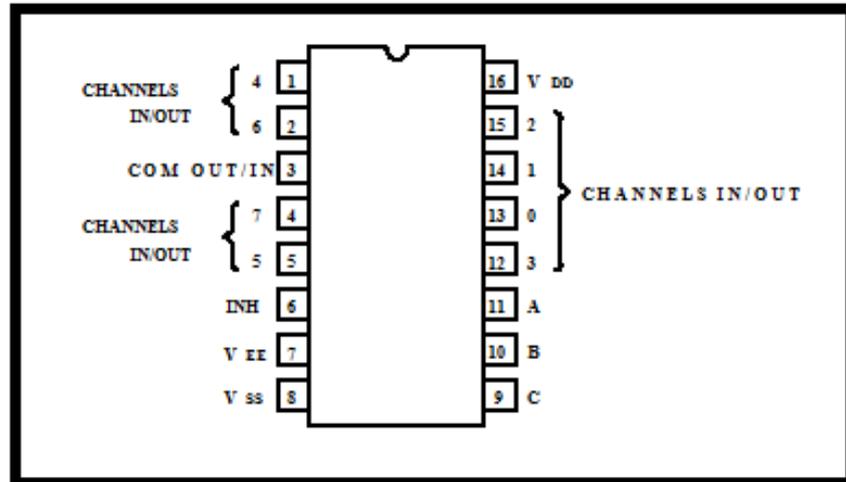


Figura 2.8: Distribución de pines del multiplexor CD4051BE.

Fuente: (Texas Instruments, Datasheet CD4051BE)

Tenemos 8 canales de salida en los que colocaremos resistencias en serie para disminuir o aumentar la ganancia de salida, los pines A, B y C son los pines digitales que controlan la salida a activar como se puede observar en la figura 2.9, las distintas combinaciones binarias de estos 3 pines determinan la salida escogida.

C	B	A	Canales Activos
0	0	0	0
0	0	1	1
0	1	0	2
0	1	1	3
1	0	0	4
1	0	1	5
1	1	0	6
1	1	1	7
X	X	X	Ninguno

Figura 2.9: Combinación de pines para activar las salidas del multiplexor

Fuente: (Texas Instruments, Datasheet CD4051BE)

Sería incomodo que para aumentar o disminuir las ganancias, el usuario, tenga que manipular tres entradas y darles la combinación adecuada para conseguir la ganancia, es por eso que para facilitar la aplicación de esta ganancia, el usuario tendrá que manipular únicamente un pulsante para aumentar o disminuir la ganancia, cada pulso aumentará la ganancia en 8 niveles hasta regresar al valor inicial, se poseerá un LCD que indique el nivel de ganancia, dicho pulsante está controlado por un pic 18f4550, el cual varia tres salidas digitales que están dirigidas al multiplexor cada vez que se pulsa en forma ascendente.

### 2.5.3 Circuito de Ganancia

Con todo lo antes indicado, el circuito para la ganancia variable necesita de un amplificador no inversor, cuya resistencia de retroalimentación está determinada por un multiplexor que varía la resistencia según la codificación entregada por un contador de 3 bits desde un pic 18f4550. En la figura 2.10 podemos observar que luego de la señal filtrada tenemos el amplificador no inversor y cuya resistencia de retroalimentación viene determinada por el multiplexor, en este esquema los controles A, B y C vendrán desde el siguiente esquema.

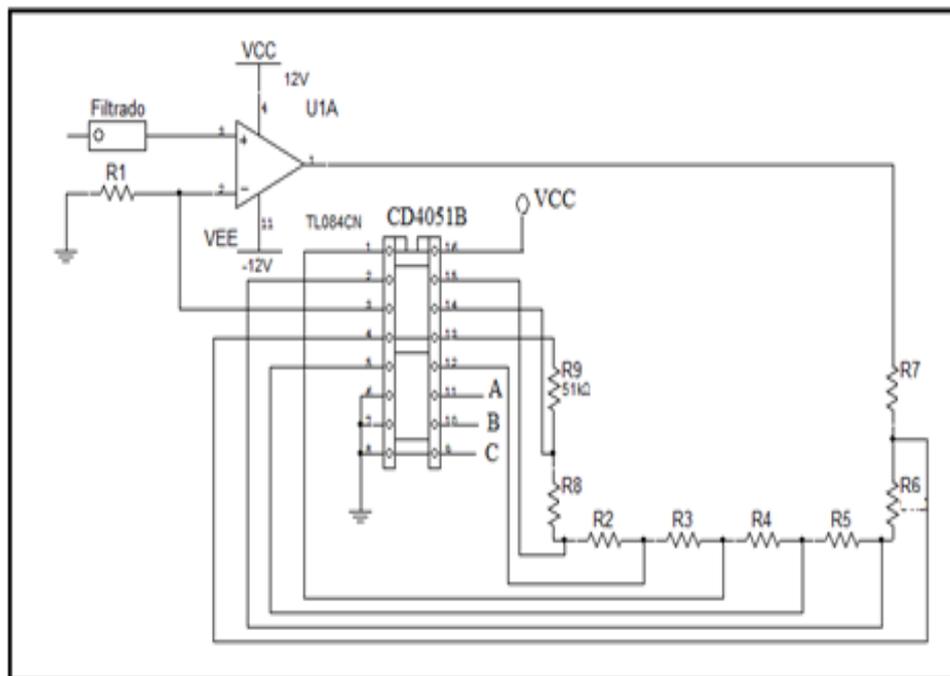


Figura 2.10: Circuito de ganancia variable

Entonces se necesita dar las tres entradas digitales para determinar la ganancia, esto se realizara en el microcontrolador, en la figura 2.11 se puede observar el esquema para los 6 canales, un pulsante para cada canal activa un contador que a su vez va variando las tres salidas digitales que varían la ganancia.

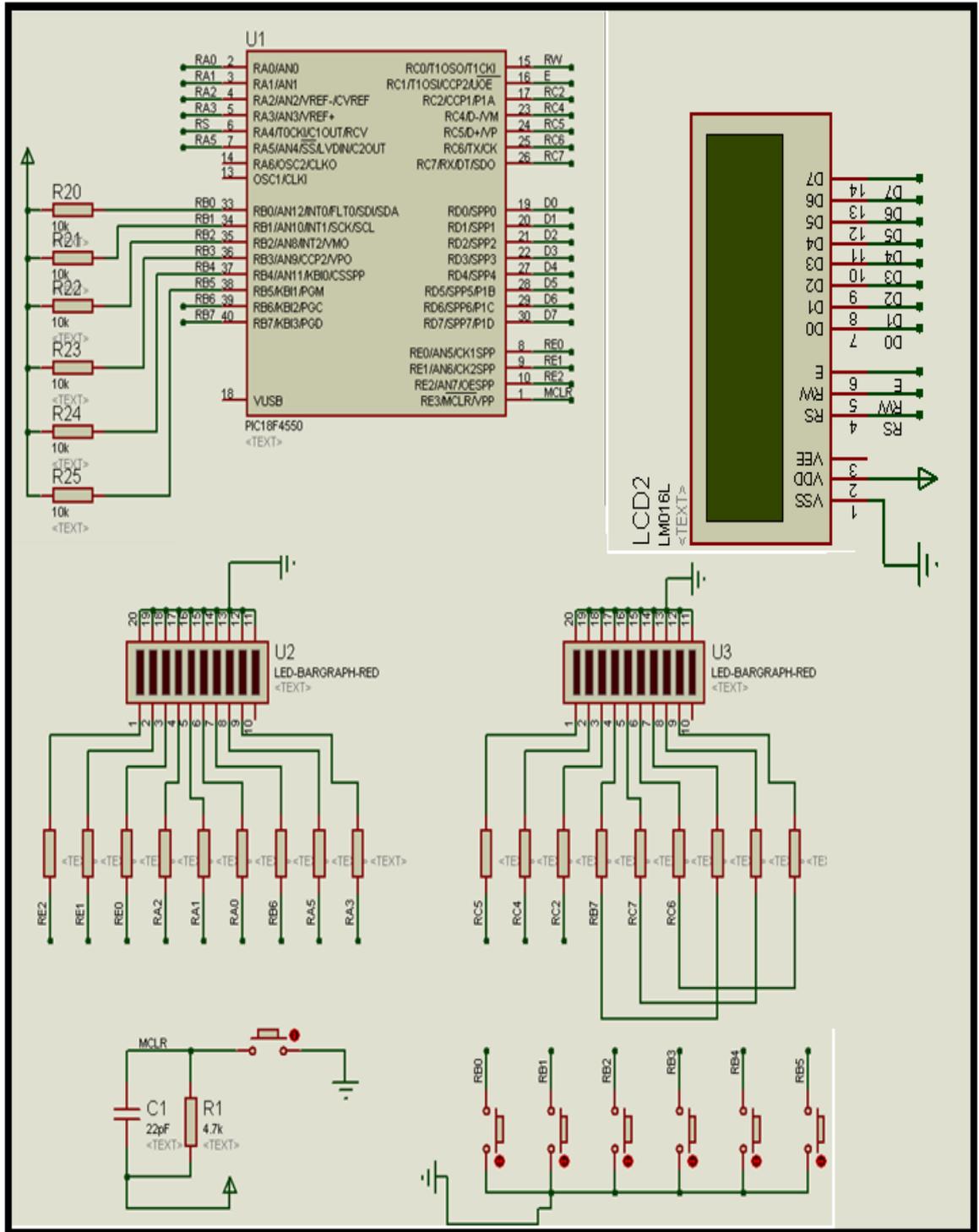


Fig. 2.11 Esquema de contadores que dan los 3 bits para los multiplexores, en la etapa de ganancia programable.

La siguiente figura expresa los valores de ganancias:

Nivel 1:	Nivel 2:	Nivel 3:	Nivel 4:
$V_{out} = 1 + \frac{R2}{R1}$			
$V_{out} = 1 + \frac{22}{2.2}$	$V_{out} = 1 + \frac{44}{2.2}$	$V_{out} = 1 + \frac{66}{2.2}$	$V_{out} = 1 + \frac{88}{2.2}$
Vout= 11Ving	Vout= 21Ving	Vout= 31Ving	Vout= 41Ving
Nivel 5:	Nivel 6:	Nivel 7:	Nivel 8:
$V_{out} = 1 + \frac{R2}{R1}$			
$V_{out} = 1 + \frac{110}{2.2}$	$V_{out} = 1 + \frac{132}{2.2}$	$V_{out} = 1 + \frac{154}{2.2}$	$V_{out} = 1 + \frac{176}{2.2}$
Vout= 51Ving	Vout= 61Ving	Vout= 71Ving	Vout= 81Ving

Fig. 2.12: Niveles de ganancia variable

## 2.6 Etapa de Integración

### 2.6.1 Diseño del Circuito Integrador

Una vez obtenida la señal amplificada se procede a realizar un circuito integrador para un mejor análisis de la señal de salida y eliminar ondulaciones que se producen alrededor de la señal principal, para el diseño se tomo en cuenta la frecuencia más alta esperada, 500 Hz, tomando en cuenta 12 muestras el valor del periodo esta determinado en la Ec. 2.11

$$f = \frac{500Hz}{12} = 41,66 \text{ Ec. 2.11}$$

Como se conoce la frecuencia es el inverso del periodo, y de esta forma podemos relacionar el periodo con el valor de resistencia y capacitor que requiere el circuito como se observa en la Ec. 2.12

$$f = \frac{1}{T}, T = RC \text{ Ec.2.12}$$

En la Ec. 2.13 se puede calcular el valor de T reemplazando de Ec. 2.12 y con el valor de frecuencia obtenido en la Ec. 2.10

$$T = 0,02 = (270K\Omega * 0,1\mu F) \text{ Ec. 2.13}$$

Como se observa en la Ec.2.13 se han encontrado ya los valores aproximados de los componentes que forman parte del circuito integrador.

Con los cálculos antes obtenidos podemos observar en la figura 2.13 el esquema para el circuito de integración el cual es la siguiente etapa después de la amplificación.

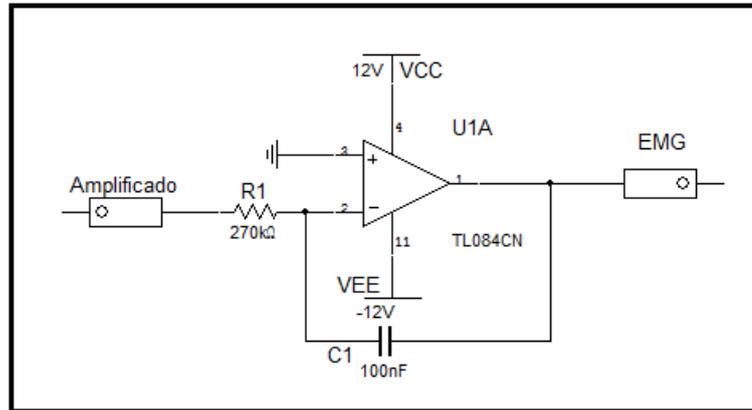


Figura 2.13: Circuito integrador, con los valores calculados.

## 2.7 Electrodo de Referencia

Anteriormente se explicó el uso del circuito de pierna derecha, el cual sirve para retroalimentar el ruido producido en cada canal, en nuestro caso el electromiógrafo tiene 6 canales por lo que es importante usar de igual manera un solo electrodo de referencia que abarque todo los canales, para ello se utiliza un circuito que obtenga un valor con respecto a todos los ingresos y que ese valor promedio sea retroalimentado.

### 2.7.1 Circuito Electrodo de Referencia

El esquema utilizado es un circuito sumador, de esta forma obtenemos un valor de todos los canales y este nos sirve como único valor de referencia, en la Ec.2.14 podemos observar la fórmula para el circuito sumador inversor.

$$V_{out} = -R_f \left( \frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \frac{V_3}{R_3} + \frac{V_4}{R_4} + \frac{V_5}{R_5} + \frac{V_6}{R_6} \right) \quad Ec.2.14$$

El valor de R de entrada será el mismo en todos los casos y el valor de Rf será un valor que sea aproximadamente la sexta parte de estas, de esta forma tendríamos lo siguiente:

$$V_{out} = -\frac{R_f}{R} (V_1 + V_2 + V_3 + V_4 + V_5 + V_6) \quad Ec. 2.15$$

Si en la Ec.2. 15 hacemos que  $R_f$  sea la sexta parte que  $R$  obtenemos la Ec. 2.16

$$V_{out} = -\frac{1}{6} (V1 + V2 + V3 + V4 + V5 + V6) \quad \text{Ec.2.16}$$

Se puede observar entonces que la salida tendremos un promedio de los 6 valores de referencia para colocar un solo electrodo, luego del sumador colocamos un circuito inversor para invertir el voltaje como se puede observar en la siguiente figura.

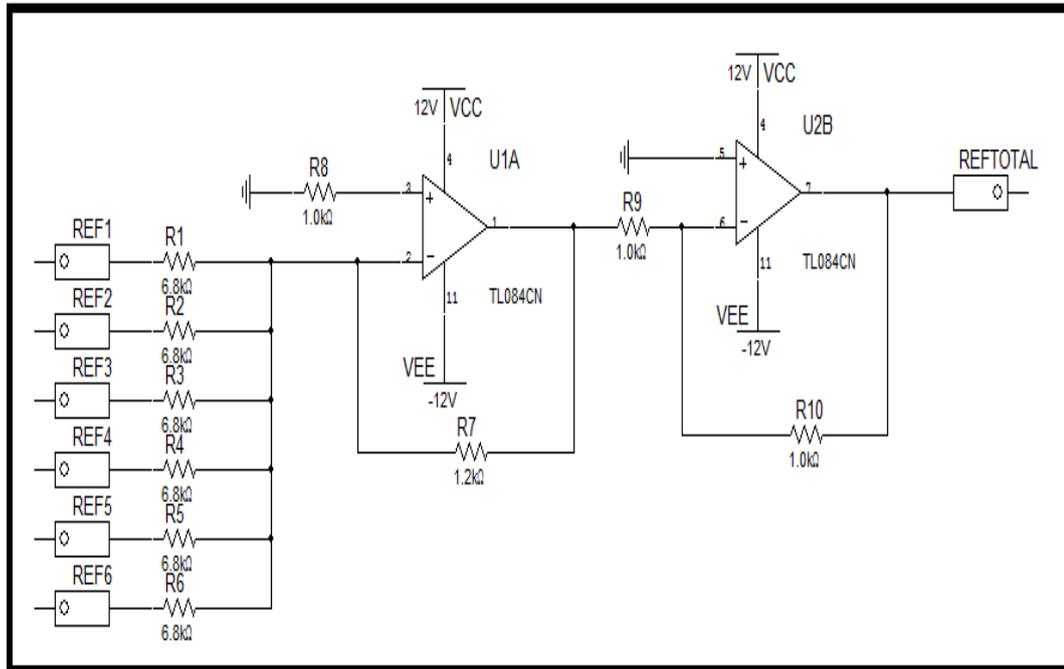


Figura 2.14: Circuito sumador para el electrodo de referencia.

El esquema de la figura 2.14 suma todas las señales de pierna derecha de cada canal para obtener un valor total, luego la señal se divide para 6 y de esta forma estamos obteniendo un valor promedio.

## 2.8 Desplazador de Nivel

Una vez que es obtenida la señal Electromiográfica y que posee valores positivos y negativos, dicha señal debe ser desplazada hasta cierto nivel para de esta forma transmitir hacia el PIC, los valores positivos que este puede adquirir y de tal manera realizar el proceso de conversión de la señal completa.

### 2.8.1 Diseño del Desplazador

El desplazador de nivel consiste en un circuito que obtendrá las señales y le sumara un offset a la señal de continua, haciendo de esta forma que el origen no se encuentre en 0 voltios sino en un valor superior dependiendo

del voltaje que se le suma. En la figura 2.15 podemos observar el esquema del sumador utilizado

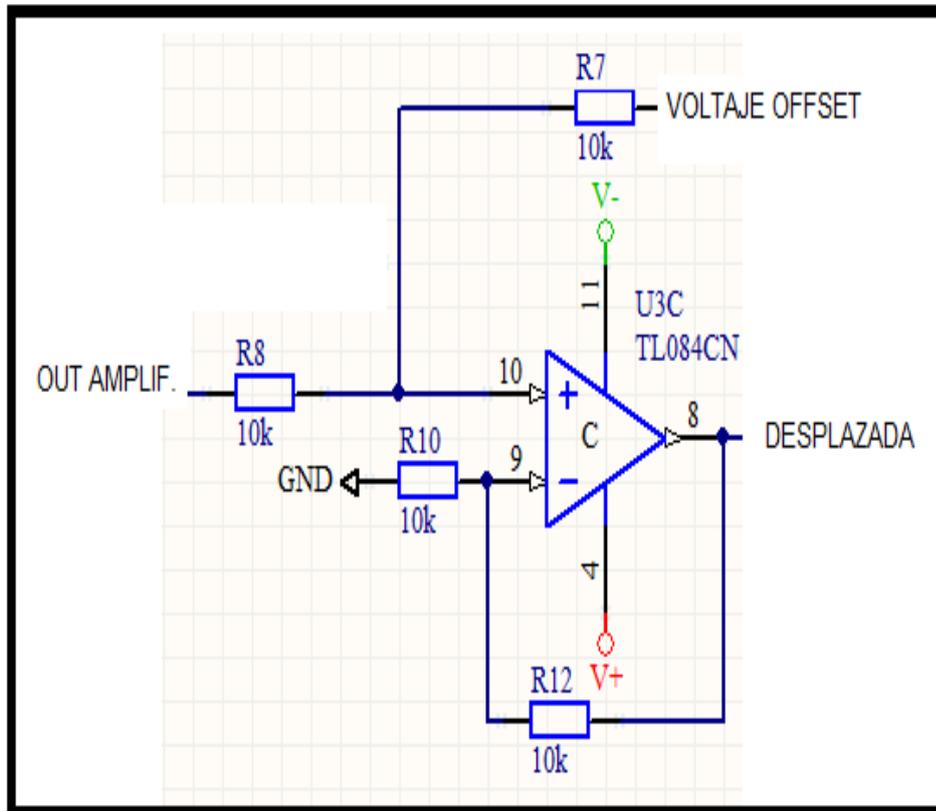


Fig. 2.15 Circuito para desplazar la señal electromiográfica.

## 2.9 Etapa de transmisión PIC

La transmisión se va a realizar mediante el PIC18f4553 con el uso del convertidor analógico digital de dicho microcontrolador, es por eso que se necesita el hardware para que funcione de forma adecuada el firmware, sin entrar en detalles en cuanto al programa sabemos que es necesario las conexiones para el puerto RS232, además de las alimentaciones y el cristal del cuarzo, se menciona que para la conversión analógica digital se utilizarán las entradas analógicas.

### 2.9.1 Esquema de Conexión PIC

En la figura 2.16 podemos observar el hardware necesario para esta etapa, debemos dar disponibilidad de conexión a las entradas analógicas. Con respecto al convertidor analógico digital que posee el PIC y demás especificaciones se hablara más a fondo en el siguiente capítulo.

Para la transmisión RS232 se necesita también realizar la conexión hacia el microcontrolador y con la utilización del max232. El esquema de conexión se observa en la siguiente figura.

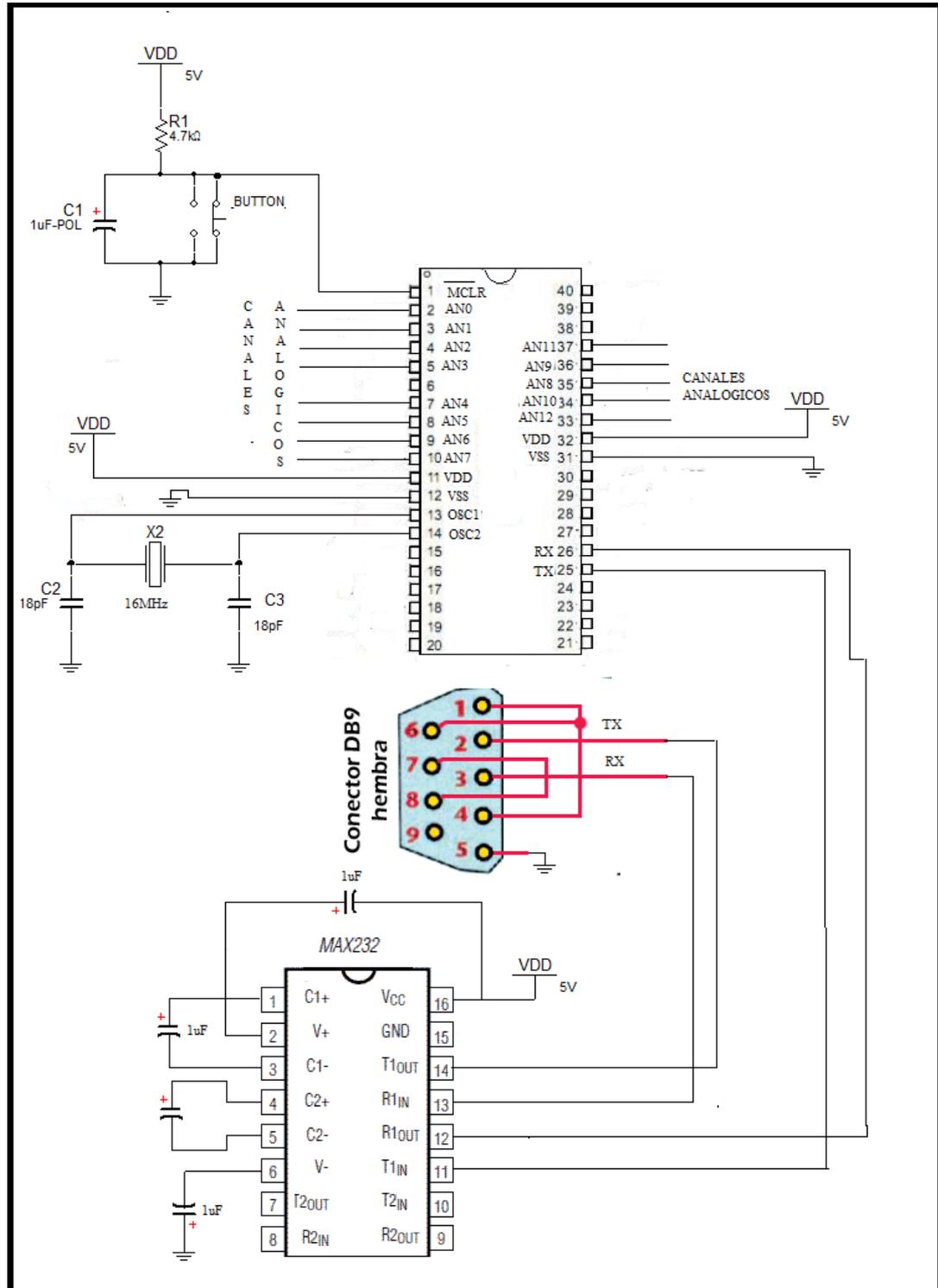


Figura 2.16: Hardware para el uso del PIC18f4553.

## 2.10 Diseños Placas PCB

Una vez diseñado el circuito, se procede a realizar las placas respectivas de cada una de las etapas del hardware del electromiografo de 6 canales.

El diseño de dichas placas se lo realizo en Protel DXP, se decidió por razones experimentales dividir en etapas bien marcadas que son la etapa de la fuente, 2 placas de adquisición de señal, 1 placa para configurar la ganancia variable y una placa para la transmisión de los datos hacia la PC.

En la figura 2.17 se muestra la placa de la fuente de alimentación utilizada para el equipo, vista en 3D del diseño de la placa.

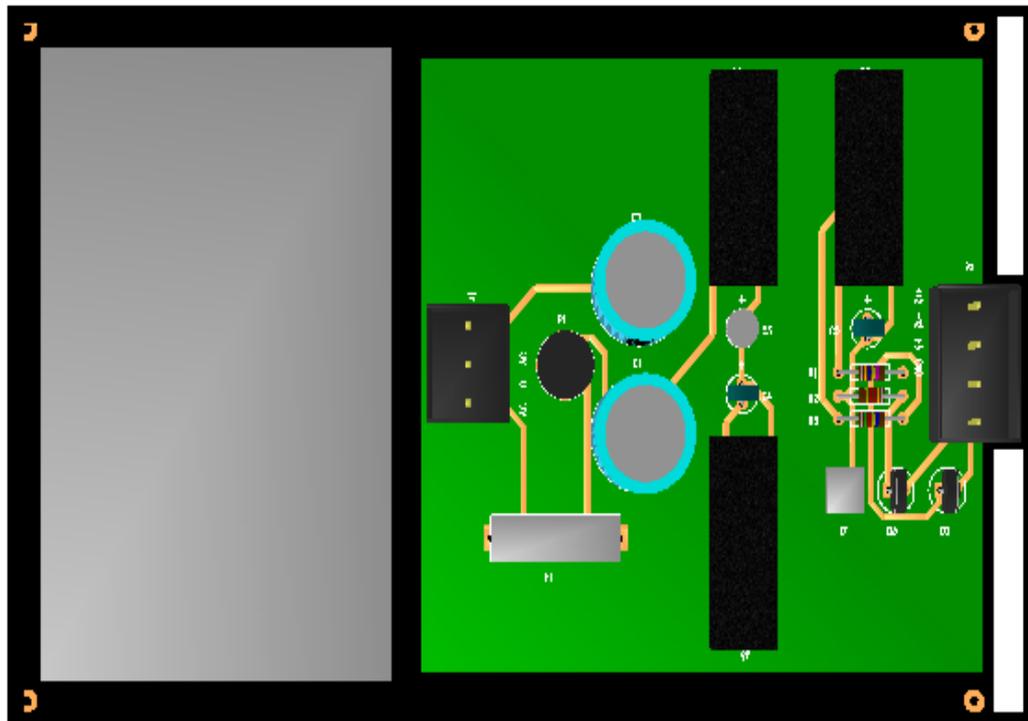


Fig. 2.17: Placa de la fuente de alimentación

Como se puede observar en la figura 2.17 tenemos la fuente de alimentación recordando que previamente a esto va el filtro de línea y el transformador 1:1.

Esta placa posee espacio para la colocación del transformador, un fusible para protección y demás parámetros de seguridad en caso de que hayan problemas externos desde la red de alimentación externa.

En la figura 2.18 se puede observar el diseño PCB en 3D de la placa de recepción de canales, esta placa recibe los 4 primeros canales:

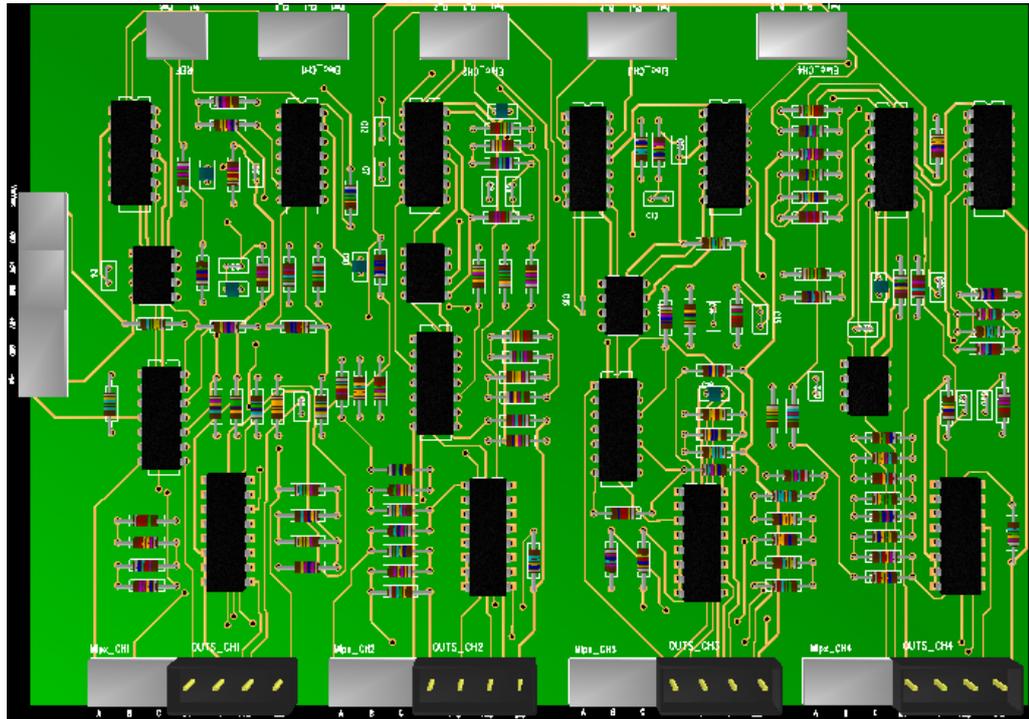


Fig. 2.18: Placa que contiene cuatro canales para la adquisición y procesamiento de señal.

En la figura 2.19 se puede observar el diseño en 3D de la cuarta placa que recibe datos de los dos últimos canales.

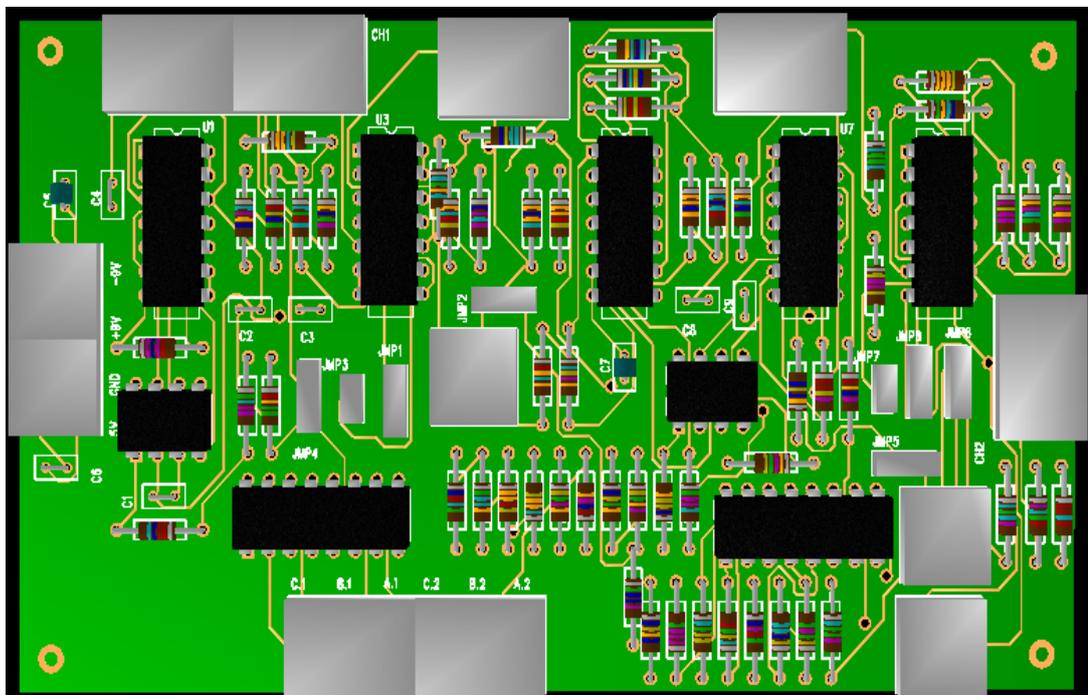


Fig. 2.19: Placa que posee dos canales para adquisición y procesamiento de la señal.

En la figura 2.20 se puede observar la placa utilizada para la configuración de la ganancia variable con conexión de LCD.

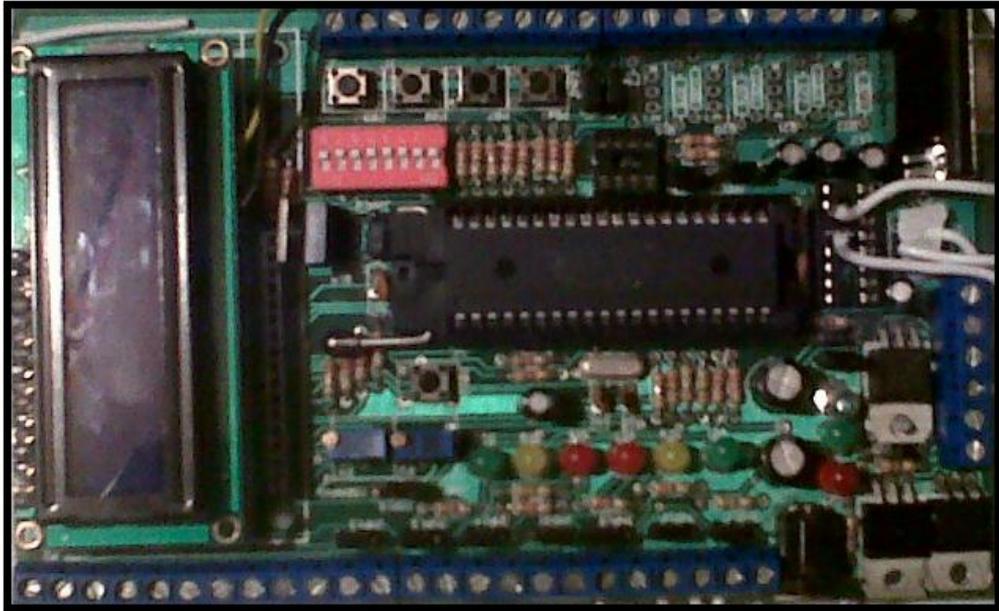


Fig. 2.20 Placa para contador descendente que entrega los bits de ganancia variable al multiplexor y grafica en el LCD el nivel de ganancia de cada canal. (Placa utilizada en prácticas de la Universidad del Azuay, diseñada por el Ing. Leonel Pérez)

Y por último en la figura 2.21 podemos observar el diseño en 3D del circuito impreso para la adquisición y transmisión mediante el PIC18F4553.

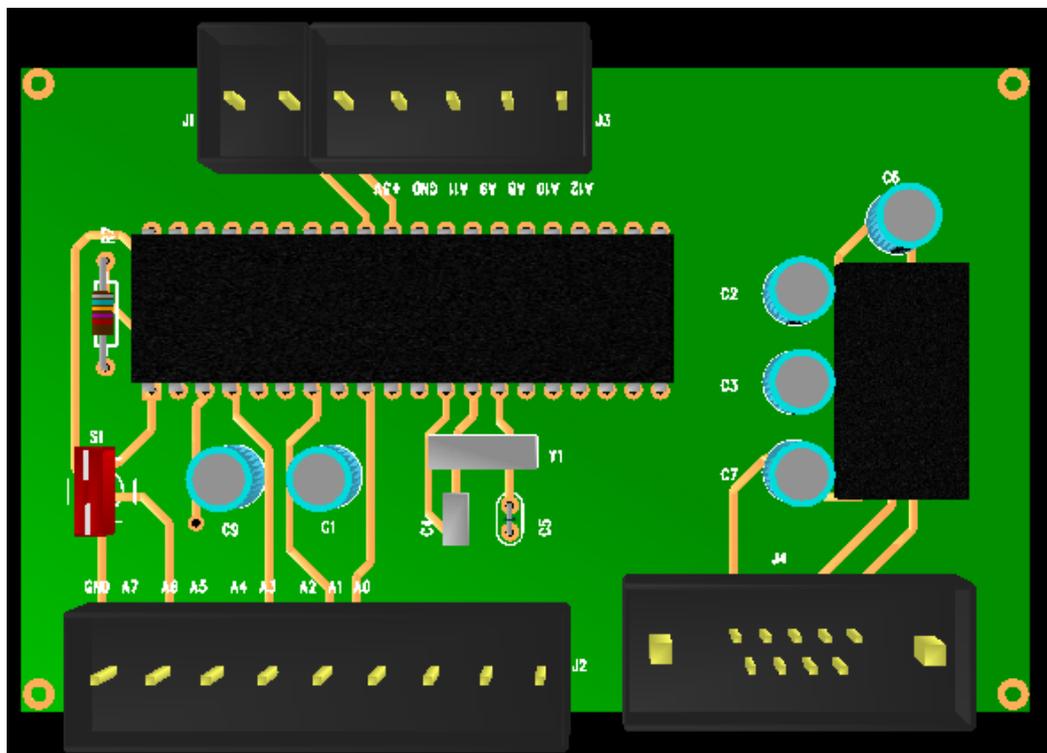


Fig. 2:21: Placa para la adquisición y transmisión de datos mediante PIC.

## **CAPÍTULO 3**

### **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL FIRMWARE**

#### **3.1 Introducción**

Luego de que en el capítulo II se diseñará todo el hardware necesario para el Electromiógrafo, en este capítulo vamos a describir todo lo relacionado al firmware del equipo, es decir, el programa que establece las ganancias variables a partir de un contador y que son visualizadas en un LCD, así mismo el programa en un microcontrolador que tomara las señales de salida en cada canal del hardware, a su vez convierta dichas señales de analógicas a digitales y los transmita vía serial a la PC.

Se describirá entonces la características del microcontrolador utilizado en el equipo, así como las características del conversor A/D que posee interiormente y la descripción de lo necesario para realizar la transmisión vía serial hacia el computador.

Finalmente se describirá el código de programación elaborado, el cual cumplirá con todo lo especificado y que permita obtener las señales desde el hardware y graficarlas en el computador para su análisis y almacenamiento.

#### **3.2 PIC18F4550 y PIC18F4553**

##### **3.2.1 Descripción del PIC**

El PIC18F4550 es un integrado de 40 pines, con características apropiadas para su funcionamiento en el Electromiógrafo, que consta en la elaboración de un contador de tres bits dirigidos al multiplexor que nos proporciona la ganancia variable.

El PIC18F4553 al igual que el anterior posee 40 pines que ofrece ventajas con respecto al resto de microcontroladores de la serie 18, como las mejoras que posee en cuanto al rendimiento computacional y una memoria flash de programa mejorado.

Las principales características de este tipo de PIC son las siguientes:

- Memoria Flash de 32 Kbytes.
- Posee 13 canales A/D.
- Posee 12 bits de conversión Analógico – Digital.

En la figura 3.1 podemos observar la distribución de pines de los dos microcontroladores antes descritos

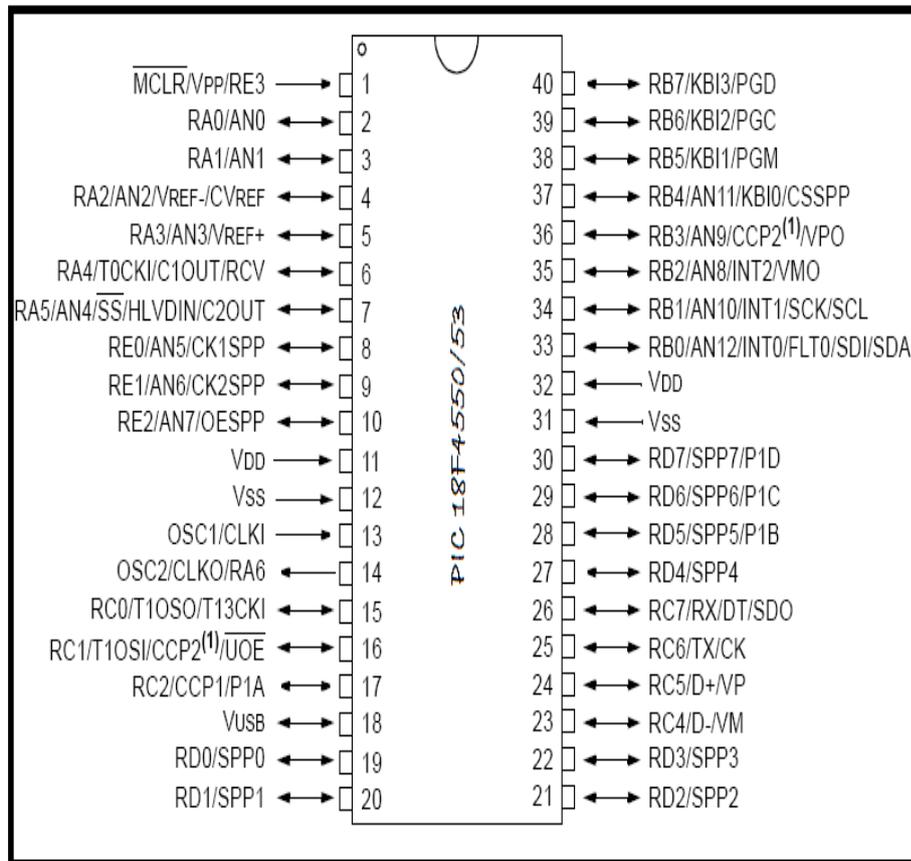


Fig. 3.1: Descripción de pines de los Microcontroladores utilizados 18f4550 y 18f4553.

Fuente: (Microchip, Datasheet PIC 18f4550)

### 3.3 Programa para Ganancia Variable

Este programa consiste en un contador descendente, cada vez que el controlador reciba un pulso va decreciendo el contador de tres bits, dichos bits son transmitidos hacia el hardware del electromiógrafo, a las tres entradas del multiplexor que varia la ganancia del equipo.

Cada canal del Electromiógrafo posee un pulsante para controlar la ganancia, el nivel se podrá observar en un LCD ubicado en la parte frontal del equipo. En la figura 2.11 se puede observar el esquema del hardware tanto para la recepción de la señal del pulsante como para la transmisión de los tres bits hacia el multiplexor, al igual que la descripción en el LCD del nivel de ganancia de los canales.

El código de este programa se encuentra en el anexo 5.

### 3.4 Conversión Analógico Digital

Luego de obtener la señal desplazada es necesario realizar una conversión Analógico Digital para ser transmitida a la PC. Es importante tomar en cuenta las características que debe poseer el convertidor para realizar un trabajo adecuado.

Lo primero que se debe tomar en cuenta es saber a qué frecuencia se debe realizar el muestreo, debido a que los componentes más grandes de la frecuencia de la señal EMG tienen lugar alrededor de los 500Hz, se sabe que por el teorema de Nyquist la frecuencia mínima de muestreo debe ser por lo menos 2 veces la frecuencia del mayor armónico (500Hz), por lo que se necesita una frecuencia de muestreo mínima de 1KHz.

Lo más factible es utilizar un convertidor analógico digital de un microcontrolador, debido a que así se evita mayor circuitería externa, ya que este se puede configurar por software y además mediante el mismo PIC se transmitirían los datos a la PC, el convertidor del microcontrolador posee características indicadas en el siguiente punto.

#### 3.4.1 Módulo A/D del PIC

El módulo de conversión del microcontrolador 18f4553 tiene 13 entradas, este módulo permite la conversión de una señal analógica a una señal correspondiente a un número de 12 bits digitales.

Este módulo posee 5 registros que son ADRESH, ADRESL, ADCON0, ADCON1 y ADCON2.

El registro ADCON0 es el que controla la operación del módulo A/D, con funciones como determinar el número de canales a utilizar, configurar el estado del conversor A/D así como habilitar o deshabilitar dicho módulo.

El registro ADCON1 sirve para configurar los pines de los puertos.

El registro ADCON2 configura el reloj para el conversor A/D, programar el tiempo de adquisición y la justificación.

Este conversor nos permite configurar el voltaje de referencia mediante software, los terminales de entrada analógica en el dispositivo de 40 pines son trece y en la figura 3.2 se puede observar el número binario correspondiente para la activación del número de canales necesarios.

A continuación tenemos la figura 3.2 con el diagrama de bloques de el convertidor Analógico Digital del microcontrolador.

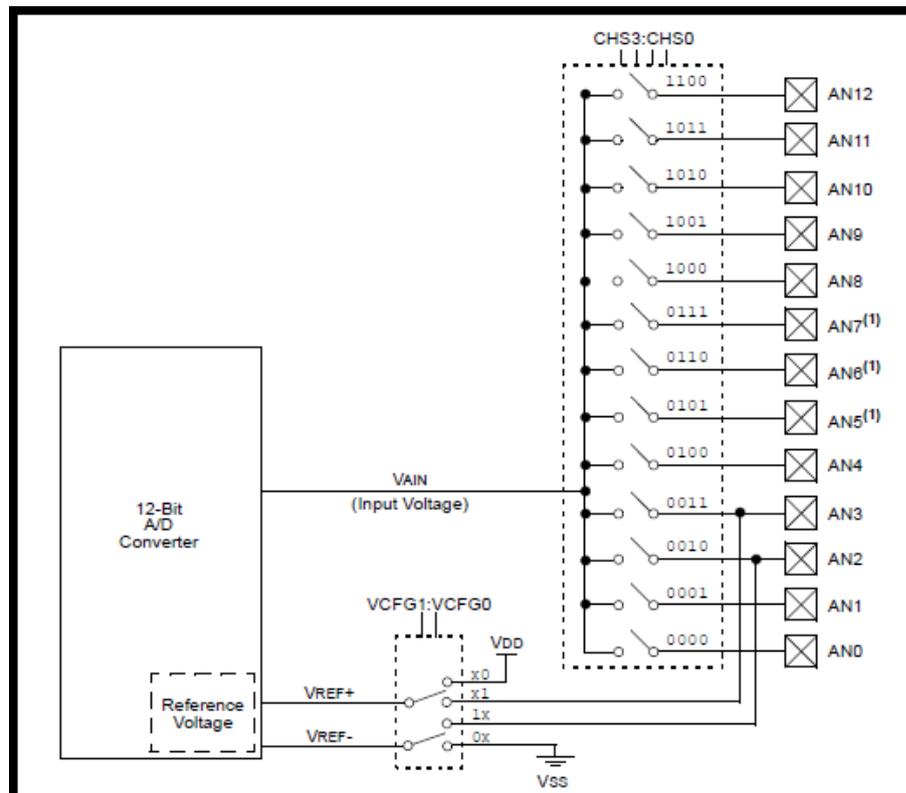


Fig.3.2: Diagrama de bloques para el convertidor Analógico-Digital.

Fuente: (Microchip, Datasheet PIC 18F4550)

“Los pasos para llevar a cabo una conversión A/D son los siguientes:

1. Configurar el módulo A/D en los siguientes aspectos:
  - a. Configurar pines analógicos, voltaje de referencia y E / S digitales (ADCON1)
  - b. Seleccionar los canales analógicos (ADCON0)
  - c. Seleccionar el tiempo de adquisición (A)
  - d. Seleccione el reloj de conversión (ADCON2)
  - e. Encender el módulo A/D (ADCON2) “

(Microchip, Datasheet PIC18f4550)

### 3.4.2 Conversión y Características

Para realizar sus funciones el convertidor A/D necesita el oscilador (reloj), mediante la cual se puede fijar su frecuencia de muestreo; en este caso con el microcontrolador PIC18F4553 se puede configurar un reloj interno el cual trabaja de 31KHz a 8MHz o un oscilador externo de hasta 48MHz. Se ha optado por tomar el oscilador de 16 MHz externo. Después de elegir el

oscilador el siguiente paso a seguir es la frecuencia de muestreo del A/D; esta estará en proporción a la frecuencia del oscilador (16MHz).

Es muy importante tomar en cuenta completar la conversión de un solo bit (TAD); ya que para completar una conversión de 12 bits es necesario 13TADs.

Debido a que una conversión completa de 12 bits al usar la frecuencia del oscilador interno (FOSC/16) toma típicamente un determinado tiempo, como se puede observar en la Ecuación 3.1 y su relación con la frecuencia de oscilación como se observa en la Ec. 3.2

$$\text{Ec. 3.1: } T_c = 13TAD$$

$$TAD = 16T_{osc}$$

$$TAD = 16/20E6 = 0,8\mu s$$

$$\text{Ec. 3.2: } F_c = 1/t_c = 1/13TAD$$

$$F_c = 1/13(0,8)$$

$$F_c = 96,15\text{MHz}$$

Para realizar la transmisión entre el PIC y la PC mediante el sistema RS-232 se debe contar con la utilización del PIC18F4553 y un integrado convertidor de niveles RS232 a TTL que es el MAX232. El PIC se comunica utilizando el puerto serie, este puerto estará programado a una velocidad de 19200 baudios

### 3.4.3 Programa de Conversión y Transmisión hacia la PC

Se ha realizado el programa en ensamblador, de esta forma garantizamos un mejor desempeño y podremos realizar operaciones de la conversión de datos con el convertidor A/D de mayor velocidad. El trabajo del microcontrolador es básicamente realizar la conversión A/D y transmitir el dato binario por medio del puerto RS232, dichos datos se receptaran en la plataforma de LabView y se los graficarán y analizarán.

Es importante que el programa del microcontrolador alcance la mejor velocidad posible tanto en operación como en transmisión de datos, ya que en mejores frecuencias de trabajo se puede obtener una mejor señal electromiográfica, por lo que se utilizaron los cálculos antes descritos para determinar la mejor velocidad que podamos obtener en este programa.

En el anexo 6 se puede observar el código del programa realizado en MPLAB.

## CAPÍTULO 4

### DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DE MONITOREO PARA LA PC

#### 4.1 Introduccion

Esta es la última etapa de elaboración del equipo, en esta etapa se adquiere las señales para luego ser muestreadas, realizar análisis de frecuencia, sonido, almacenamiento de datos y finalmente la visualización de resultados

En este capítulo se realizará una breve introduccion a LabView, así como, la explicación de las herramientas utilizadas en cada paso para la elaboración del software.

En la figura 4.1 observamos lo que se busca con este software.

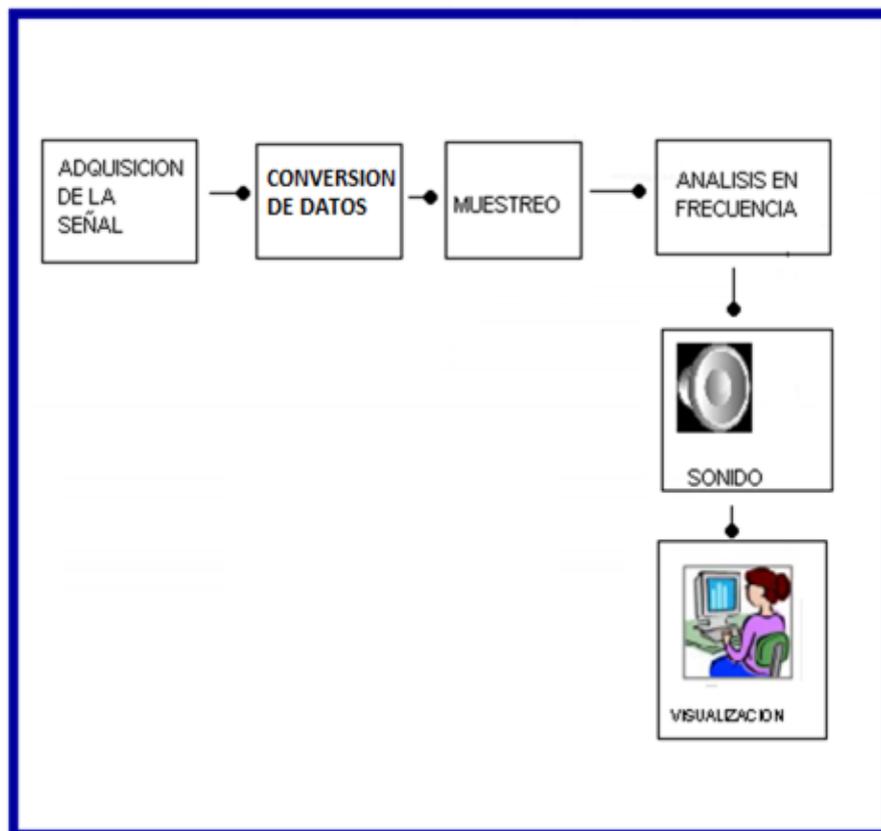


Figura 4.2: Etapas del software

## 4.2 LabVIEW

LabView es una herramienta gráfica para pruebas, control y diseño mediante la programación. El lenguaje que usa se llama lenguaje gráfico y entre sus aplicaciones está la adquisición de datos, la comunicación y control de instrumentos, automatización y muchas otras aplicaciones.

Los programas desarrollados con LabView se llaman Instrumentos Virtuales y constan de dos partes diferenciadas:

- **Panel Frontal:** El Panel Frontal es la interfaz con el usuario, se utiliza para interactuar con el usuario cuando el programa se está ejecutando.
- **Diagrama de Bloques:** es el programa propiamente dicho, donde se define su funcionalidad, aquí se colocan íconos que realizan una determinada función.

“La creación de una interfaz gráfica, amigable y funcional que ayude y guíe al operador en todo momento mientras utiliza el programa es uno de los requerimientos más importantes en todo sistema, de todo esto dependerá en gran magnitud su uso futuro y sobre todo su masificación.”(Escuela Politécnica Nacional).

En el caso del electromiógrafo, la interfaz gráfica no solo es una visualización de resultados, sino también parte importante del análisis, procesamiento de datos, manejo de registros, archivos, visualización de datos adquiridos y presentación de resultados. Por medio de LABVIEW 11.0 se ha logrado un programa sencillo, gráfico, con secciones y procesos claramente identificados, a la vez que se presenta una interfaz amigable.

## 4.3 Adquisición de la Señal

La adquisición de la señal que viene desde la etapa de hardware se la hizo mediante el convertidor A/D del PIC18F4553, para la comunicación con la PC utilizamos el circuito integrado MAX232 que nos permite la comunicación directa con el puerto serial de la PC, mediante formato RS-232.

Una vez transmitida la señal a la PC, como se puede observar en la figura 4.2 la señal es captada aplicando la configuración del paquete VISA que en su descripción se utiliza para configurar, leer y cerrar el puerto.

La trama adquirida consta de 19 bytes, el primero de señalización y 3 bytes por cada uno de los 6 canales, los cuales en el panel frontal son habilitados cada dos canales, para aprovechar al máximo la velocidad de recepción.

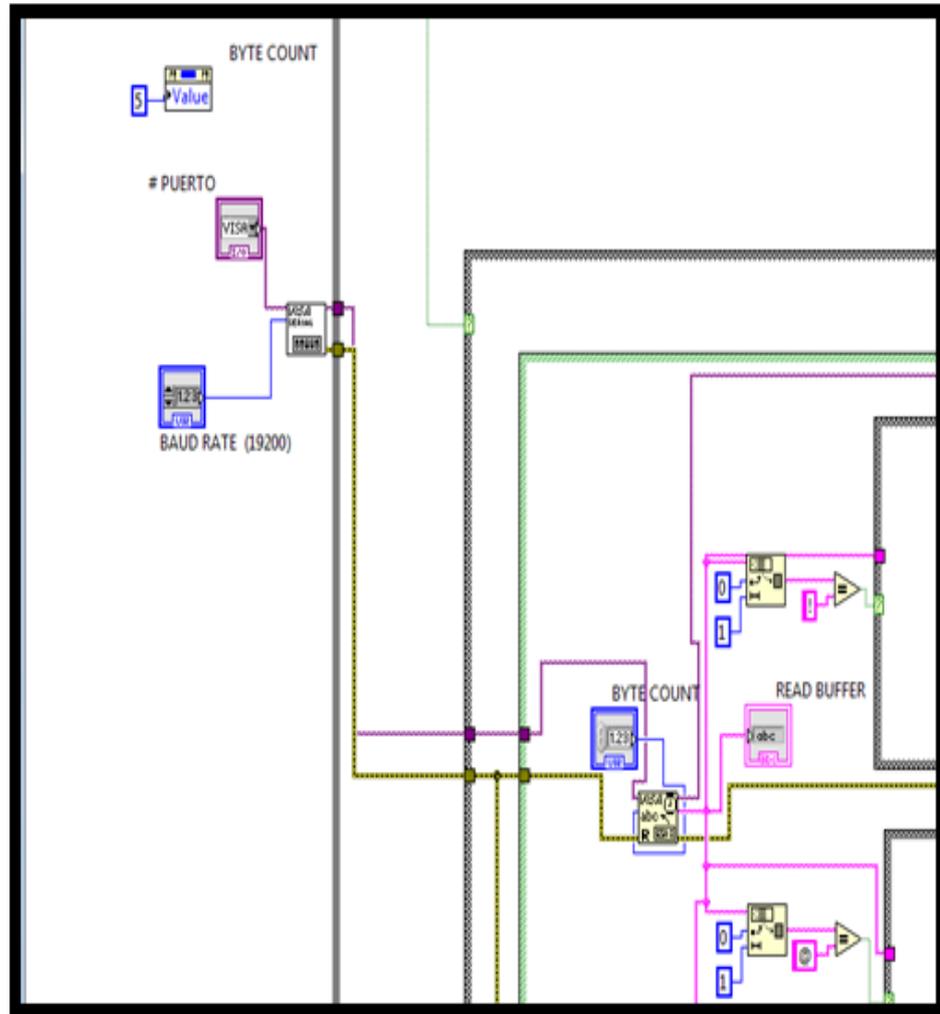


Figura 4.2: Utilización de herramientas VISA para la adquisición de la señal.

Como podemos observar en la figura 4.2, utilizamos varios elementos de LabView que nos ayudan a realizar este proceso, como por ejemplo:

La herramienta Visa Serial nos ayuda a inicializar el puerto, teniendo parámetros por configurar como el nombre del puerto, la tasa de baudios, entre otros.

Visa Read es una herramienta que lee el número de bytes desde el dispositivo o interfaz especificado.

En la figura 4.3 podemos ver los iconos de las dos herramientas antes descritas.

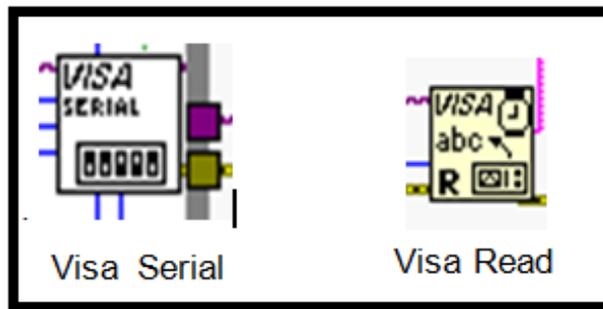


Fig. 4.3 Iconos de Herramientas utilizadas para recepción de datos y configuración de puerto.

#### 4.4 Conversión de Datos

La etapa de conversión de datos, como se puede visualizar en la figura 4.4, consiste básicamente en captar 3 bits por canal de la trama total adquirida. Una vez obtenida esta información los datos son convertidos de hexadecimal a string, para luego multiplicar por un valor pico que deseamos visualizar y dividir para el valor  $2^n$ , teniendo en cuenta que el valor de  $n$  es la cantidad de bits del convertidor del microcontrolador. Todo este proceso se relaciona con aspectos de resolución.

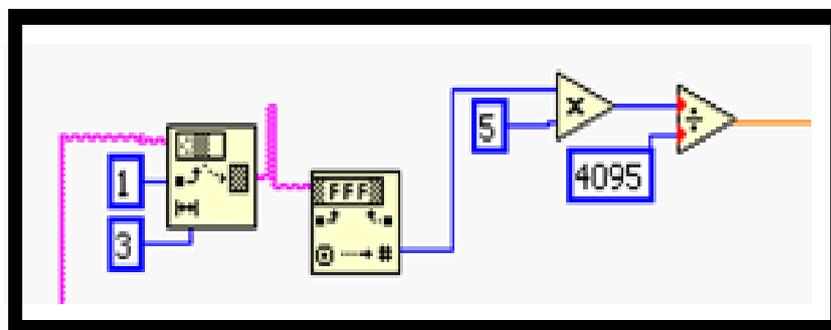


Figura 4.4: Etapa de conversión de datos

Como podemos observar en la figura 4.4, utilizamos varios elementos de LabVIEW que nos ayudan a realizar este proceso, como por ejemplo:

- String Subset Function: Nos ayuda a captar los bits de la trama total adquirida, con opción a configurar la posición y la cantidad de bits.
- Hexadecimal String To Number Function: Esta herramienta permite introducir un valor hexadecimal y obtener un número.

En la figura 4.5 podemos observar los iconos de las dos herramientas antes descritas

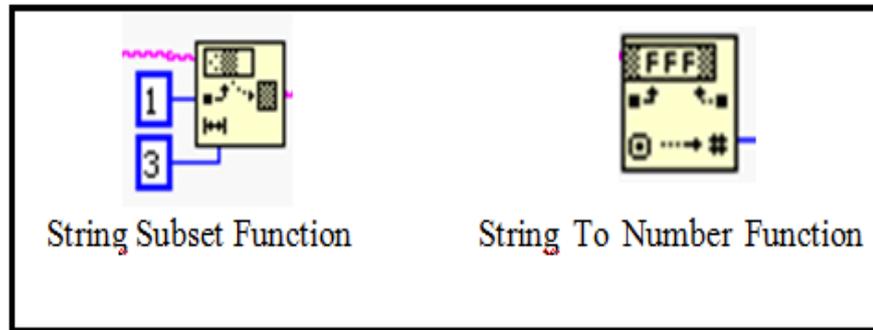


Fig. 4. 5 Herramientas para la conversión de datos.

#### 4.5 Visualización de la Señal

Después de tener la conversión de datos, la señal pasa por un selector de verdadero o falso para comprobar si en verdad la señal llegó, para luego ser graficada por un Waveform Chart que se muestra en la figura 4.6.

Con la misma señal de ingreso se pueden manipular y obtener varios parámetros.

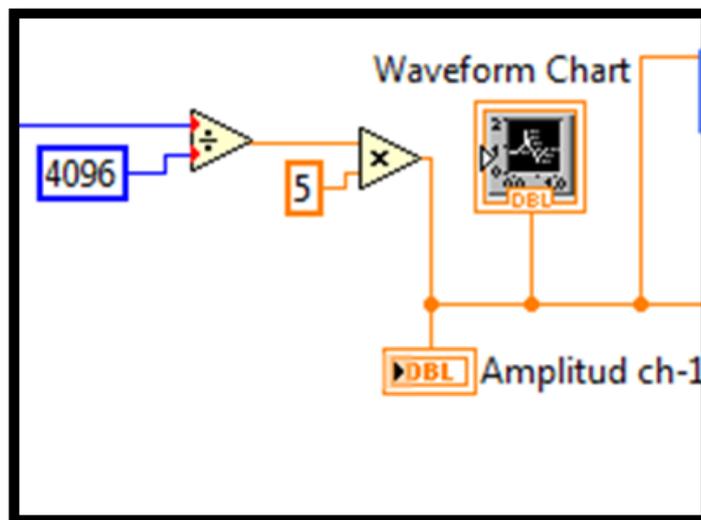


Figura 4.6: Diagrama de bloques de visualización de la señal.

#### 4.6 Análisis en Frecuencia

Para este proceso se utilizó un acumulador de puntos como se puede observar en la figura 4.7, para luego pasar por la herramienta que basada en la FFT brinda resultados

de espectro en magnitud y fase. Los resultados son visualizados mediante un indicador en el panel frontal que posteriormente será analizado.

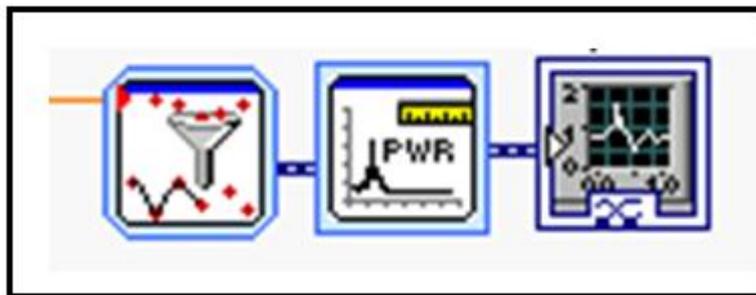


Figura 4.7: Etapa de análisis de frecuencia.

Como podemos observar en la figura 4.7, utilizamos varios elementos de LabView que nos ayudan a realizar este proceso, como por ejemplo:

- **Collector Express VI:** Esta herramienta recoge las señales de entrada y devuelve los datos más recientes, hasta el número máximo especificado de muestras por canal
- **Spectral Measurements Express VI:** Esta herramienta realiza mediciones basadas en la FFT y devuelve espectro de magnitud, espectro de potencia y espectro de fase.

En la figura 4.8 se pueden observar las figuras de los iconos antes descritos.

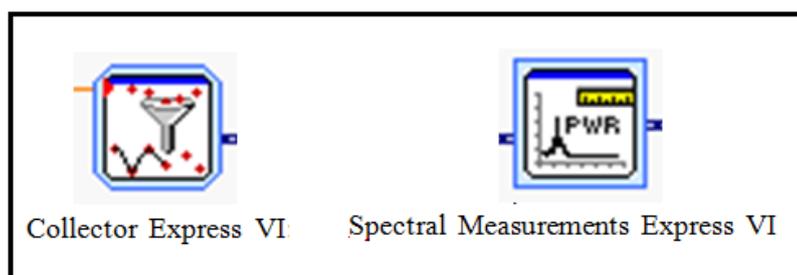


Fig. 4.8 Herramientas utilizadas para determinar la frecuencia.

#### 4.7 Visualización de la Señal

En la figura 4.9 se muestra como se ha creado una interface para que el usuario pueda utilizarla de manera sencilla y rápida, está básicamente consta de una pantalla con 6 pestañas, una por cada canal. Cada canal contiene gráfica de la señal obtenida, gráfica de la señal después de pasar por un integrador y la gráfica del espectro de frecuencia. Además se tienen indicadores de valores de cada gráfica, botones de recepción y cambio de canales, reloj y fecha del análisis,

indicadores de velocidad, y demás herramientas que hacen del panel frontal una interface amigable.

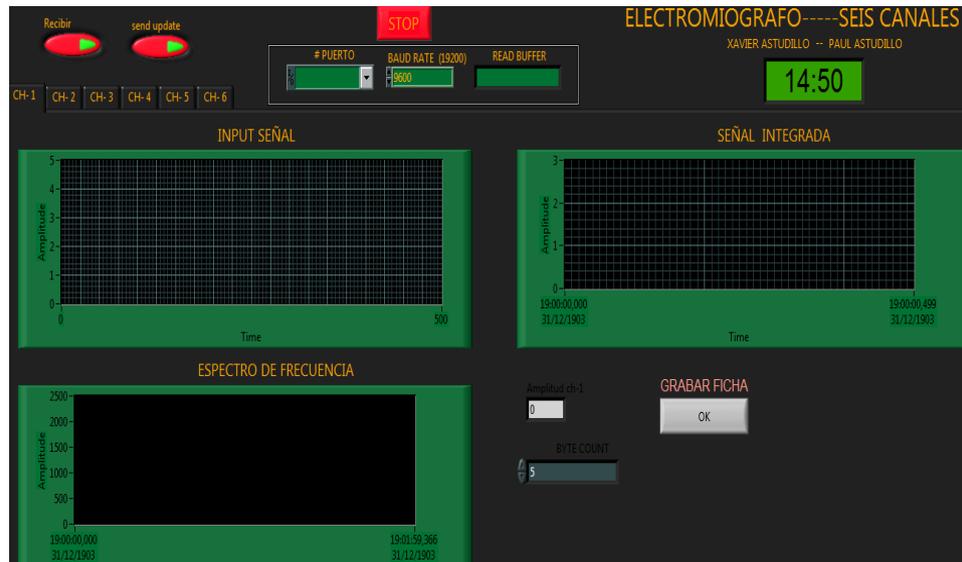


Figura 4.9: Panel frontal del análisis.

Cabe resaltar que el procedimiento que se ha indicado para un canal es el mismo para todos los seis canales, cada uno cuenta con sus indicadores y gráficas.

En el proceso de la programación en LabView existen herramientas que sirven de mucho para realizar un programa simple y eficaz, entre las principales están:

- **While Loop.**- Repite el sub-diagrama en su interior hasta que la terminal dependiente, un terminal de entrada, recibe un valor booleano en particular.
- **Time Delay.**- Inserta un retardo de tiempo en el VI.
- **Case Structure.**- Tiene uno o más sub-diagramas o casos, exactamente uno de los cuales ejecuta cuando la estructura se ejecuta.
- **Property node.**- lee y escribe las propiedades de una referencia.

En la figura 4.10 se pueden observar los iconos de las herramientas antes descritas.

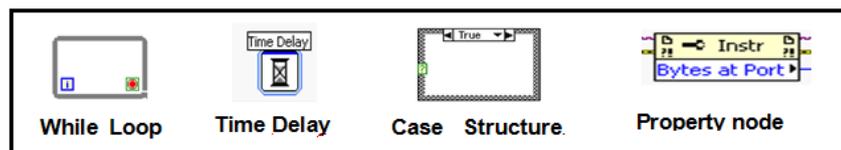


Fig. 4.10 Herramientas utilizadas para la elaboración del programa.

## **CAPÍTULO 5**

### **IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS EXPERIMENTALES**

#### **5.1 Introducción**

Una vez construidas las placas, desarrollado el firmware del equipo y el software debemos integrar cada uno de estos procesos para obtener un equipo totalmente terminado y realizar pruebas para obtener conclusiones y recomendaciones del equipo en sí.

En este capítulo, por lo tanto, se describirá la elaboración del chasis, la unión de las placas en conjunto, la transmisión de señal mediante el pic hasta llegar a observar resultados en la PC mediante LabView para analizarlos.

#### **5.2 Elaboración del Equipo**

Ya elaboradas las placas, el firmware y el software, se procede a ensamblar las partes para obtener un equipo terminado, ultimando cada detalle para un equipo funcional y vistoso.

##### **5.2.1 Chasis**

Es importante el chasis para darle una mejor vista exterior al equipo y que además posea un material resistente, para que las placas que albergara en su interior no se vean afectadas.

Según las dimensiones de las placas y para abarcar todo lo que es necesario que este en el interior de dicho chasis, se elaboró el mismo de dimensiones tales que todo el hardware pueda colocarse de forma adecuada.

En la figura 5.1 podemos observar la parte frontal del chasis el cual consta de 6 pulsantes que nos permiten regular las ganancias de canal de forma individual, además aquí se encuentran las 6 entradas para el par de electrodos de los canales y una entrada para el electrodo de referencia. En esta parte también se tiene el conector para la transmisión serial y como corresponde el botón de ON/OFF.

En esta parte frontal del equipo, se puede observar también, un LCD que nos indica el nivel de ganancia o el nivel de amplificación que se le está dando a cada canal, haciendo de esta forma que sea más sencillo regular

dicha ganancia hasta un valor que permita a la persona que interpretara las señales tener una imagen electromiográfica clara.

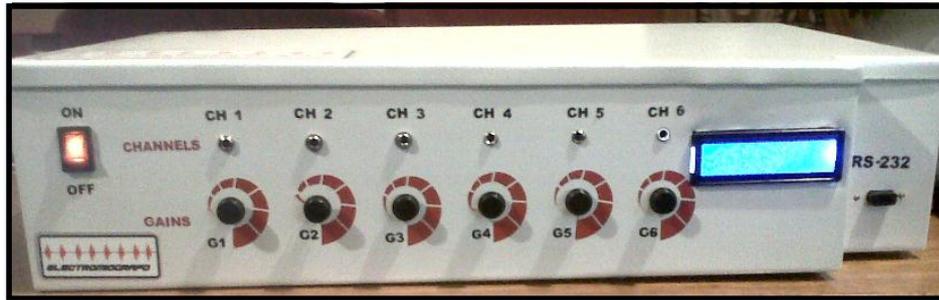


Fig. 5.1: Vista frontal del Electromiógrafo.

### 5.2.2 Montaje de Placas

Al poseer placas por separado hay que colocarlas en el interior del chasis y realizar el respectivo cableado tanto de alimentaciones como de conexión entre placas, para la salida de cada canal, al igual que la unión desde los plugs de entradas de los canales y la conexión del respectivo pulsante que ajusta las ganancias en cada caso. Al ensamblar todas las placas, en la figura 5.2 podemos observar cómo queda el interior del equipo con el hardware siendo implementado.

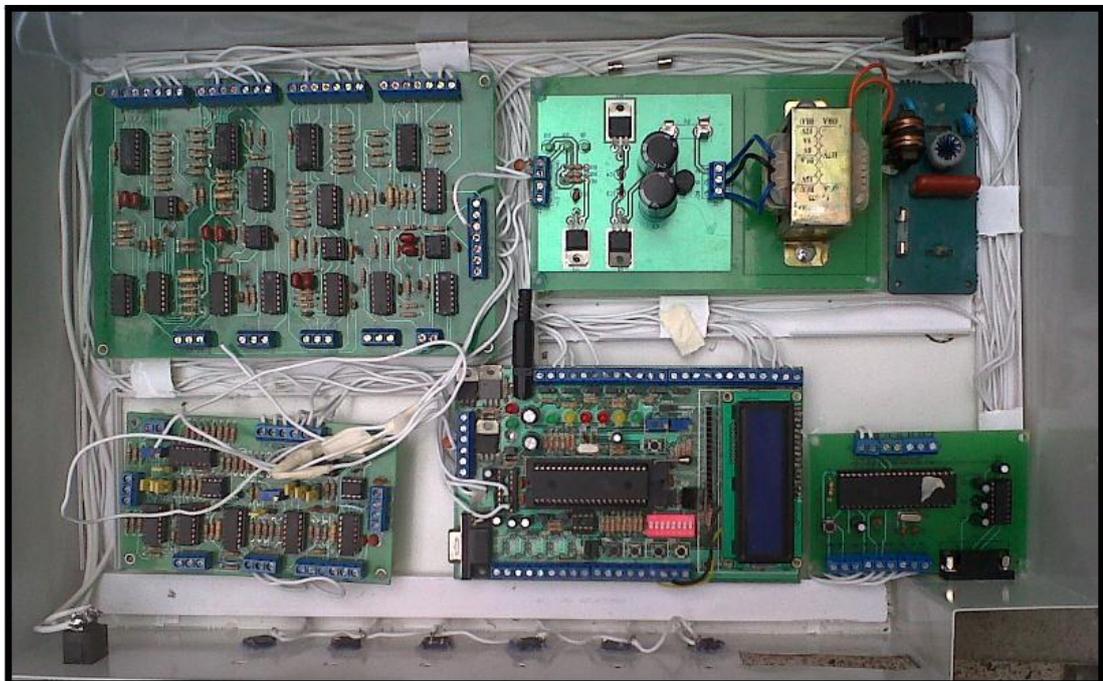


Fig. 5.2 Placas siendo conectadas en el interior del chasis del Electromiografo.

### 5.3 Análisis de Señales

Se tomaron pruebas en tres distintos músculos del cuerpo y con distintas ganancias cada una, se coloca un electrodo en la muñeca que sirve para referencia de todo el cuerpo.

Hay que tomar en cuenta que el origen de la señal no es en 0, si no que se encuentra desplazada para que así el PIC pueda tomar ambos extremos de la señal en amplitud ya que si el origen se encontrará en cero el microcontrolador solo tomara los picos positivos de voltaje. Este proceso de desplazador de nivel se explico en el capítulo 2. La figura 5.3 muestra el origen de la señal sin ningún tipo de flexión es decir sin actividad muscular.

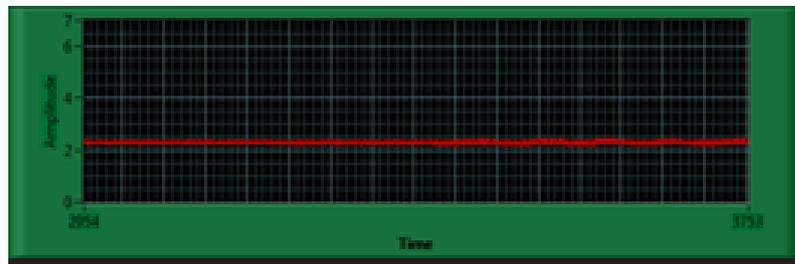


Fig. 5.3: Origen de la señal en 2.3V

El primer análisis que se realizó fue en el músculo flexor, en la figura 5.4 podemos observar la colocación de los electrodos.

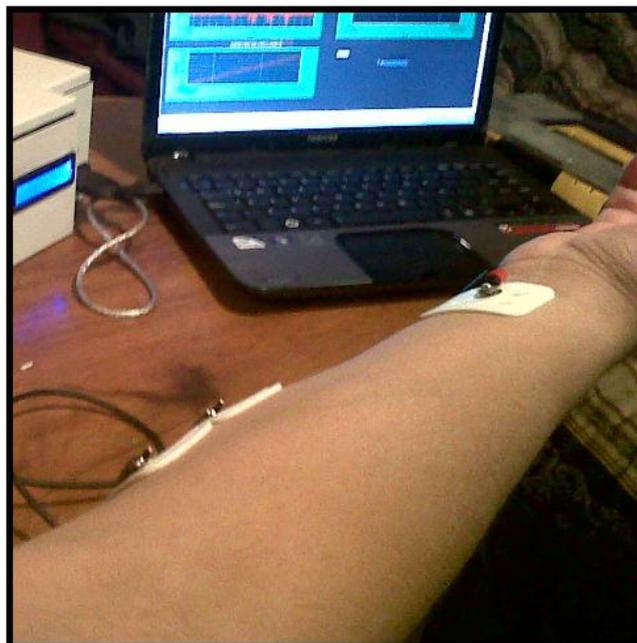


Fig. 5.4: Colocación de los electrodos en el músculo flexor.

Con este músculo se hicieron pruebas con flexiones fuertes y flexiones suaves, así como con distintos niveles de ganancias.

Con una flexión suave y con ganancia variable en el escalón 0 se puede observar en la figura 5.5 un nivel de amplitud de 2.65v



Fig. 5.5: Flexión suave con nivel de ganancia 0.

De igual manera con flexión suave pero colocando el nivel de ganancia variable en 3 obtuvimos un voltaje de 3 V. de amplitud, la gráfica se puede observar en el gráfico 5.6

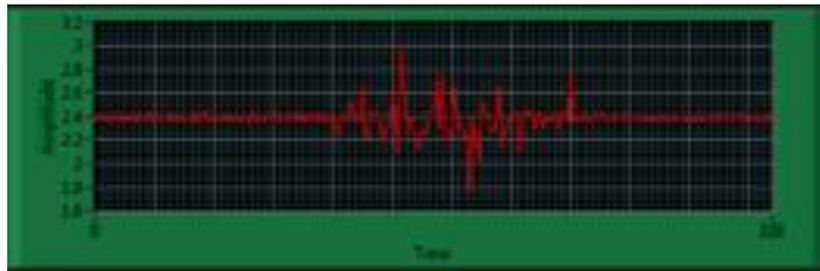


Fig. 5.6: Flexión suave con ganancia en nivel 3.

La última prueba de flexión suave en el músculo flexo se la hizo con ganancia en el máximo nivel, es decir, nivel de ganancia 7 y se obtuvo una amplitud de 4.5v. La figura 5.7 indica la gráfica obtenida.

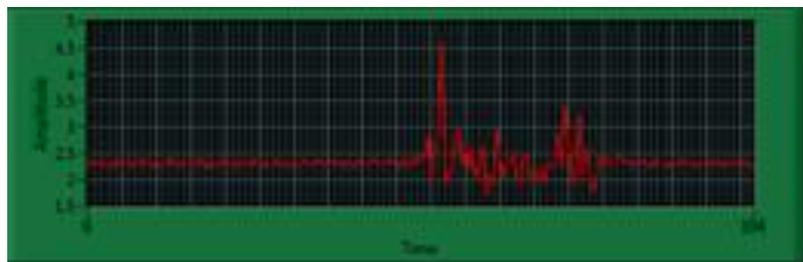


Fig. 5.7 Flexión Suave con máxima ganancia

Con los electrodos en el mismo músculo se hicieron prueba ahora con flexiones más fuertes y de mayor duración obteniendo los siguientes resultados:

La figura 5.8 nos indica una flexión fuerte del musculo flexo con la mínima ganancia y se obtuvo una amplitud de 3.5v

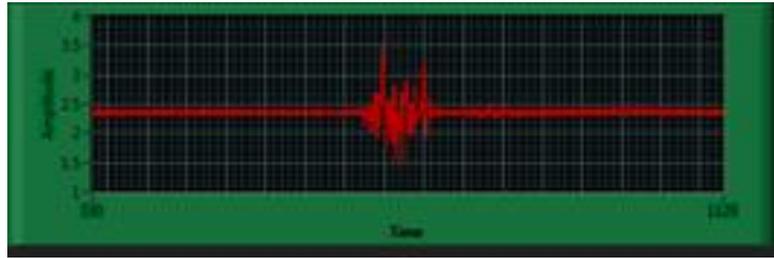


Fig. 5.8: Flexión fuerte con mínima ganancia.

También se realizaron pruebas colocando los electrodos en los cuádriceps de la pierna como se puede observar en la figura 5.9.

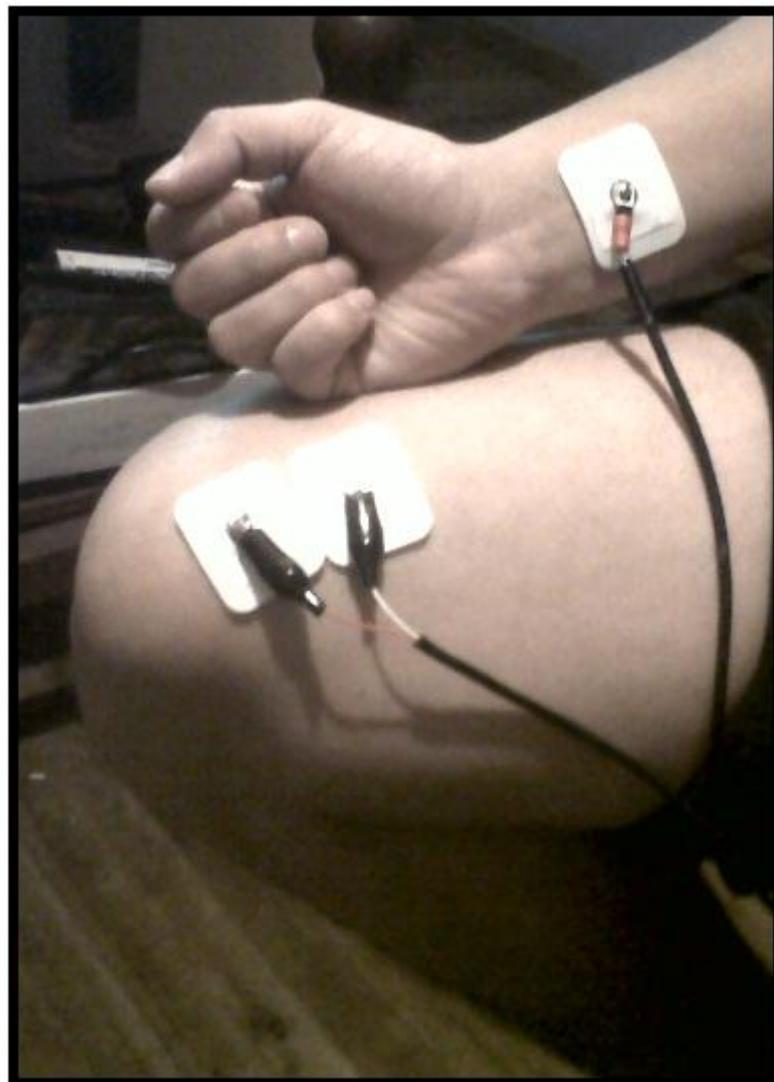


Fig. 5.9: Colocación de los electrodos en un cuádriceps de la pierna

Al realizar estiramientos de la pierna podremos ver en la figura 5.10 como obtenemos un pico de amplitud luego al contraerla la señal vuelve al origen y así en

cada estiramiento se obtiene una señal con cierta amplitud y duración, para la toma de la imagen se realizaron 2 estiramientos de la pierna y podemos ver como existen 2 potenciales de acción.

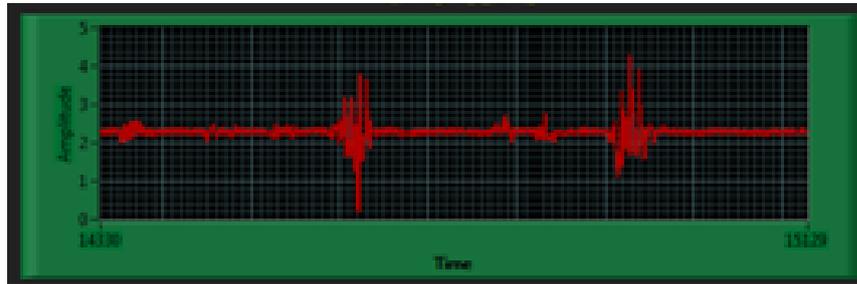


Fig. 5.10: Dos potenciales de acción tomados desde el músculo cuádriceps.

Por último se tomaron pruebas en los músculos bíceps del brazo la colocación de los electrodos es como se puede observar en la figura 5.11



Fig. 5:11 Colocación de electrodos en los bíceps para las pruebas.

Al hacer fuerza sobre los músculos bíceps contrayendo el brazo se obtuvieron potenciales de acción, en la figura 5.12 podemos observar los potenciales de acción con cada contracción.

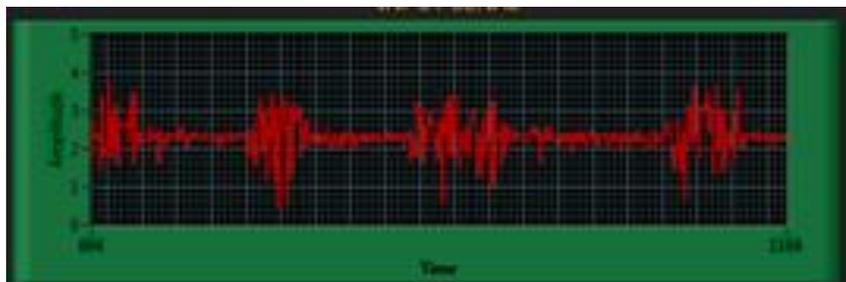


Fig. 5.12: Potenciales de acción al flexionar el brazo y hacer fuerza sobre el bíceps.

En todas las figuras anteriores se pudieron observar señales claras del potencial de acción, se ha tomado una señal muestra indicada en una página web de equipos utilizados en España, en la figura 5.13 se hace una comparación entre equipos profesionales de venta al público y nuestro ejemplar, la fig. A es una muestra de equipo puestos a la venta y la fig. B es la señal obtenida por el presente electromiógrafo.

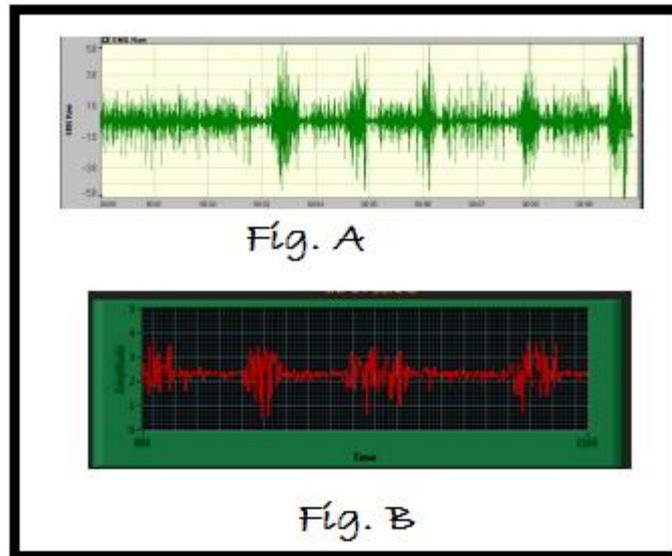


Fig. 5.13: Comparación con equipos profesionales

Fig. A: Señal de muestra obtenida de un catálogo de un equipo EMG de venta en España en la dirección web [WWW.SCHUHFRIED.AT](http://WWW.SCHUHFRIED.AT) , distribuidor autorizado.

Fig. B: Señal obtenida en nuestro equipo.

## CONCLUSIONES

Tal como se proyectó, se pudo elaborar un equipo de registro electromiográfico de 6 canales dentro de los estándares de funcionamiento esperados y con señales de los potenciales de acción claramente visibles, con transmisión hacia la PC, visualización y tratamiento en LabView.

El electromiografo es útil para la medición directa de las reacciones musculares y de los potenciales de acción, de igual manera útil como medidor de reacciones del sistema nervioso.

El electromiografo como equipo en si debe ser construido con estrictas consideraciones de diseño electrónico, así como evitar todo elemento que pudiera ocasionar ruido electrónico y utilizar los mejores componentes disponibles en el medio.

En la etapa de preamplificación no se le debe dar una ganancia muy grande ya que el amplificador de instrumentación se satura y amplifica además señales que no son electromiográficas.

Los filtros, en el proceso de elaboración del electromiógrafo, son de vital importancia ya que un mal diseño o la utilización de un filtro no adecuado van a dar como resultado que el equipo no funciona de forma adecuada y se tiene señales con demasiado ruido.

Las señales electromiográficas suelen tener amplitudes muy pequeñas y de frecuencias menores a las del ruido de 60 Hz, por lo que es importante reducir el ruido de la red eléctrica y utilizar los amplificadores adecuados.

Para la conversión Analógica Digital y la transmisión hacia la PC mediante el microcontrolador es importante trabajar a las mayores velocidades posibles tanto en tiempo de conversión como de transmisión y de esta manera se obtienen las señales en tiempo real.

En la recepción de los canales mediante el programa LabView, aunque se transmitan los 6 canales desde el PIC18f4553, es importante tratar de aprovechar el

máximo de amplitud del canal que se está receptando en este momento, de esta forma tener mayor velocidad y mejor recepción.

La colocación de los electrodos debe ser como se indica en la teoría respetando al máximo las distancias y lograr el mejor contacto entre superficie y electrodo y así se obtiene una señal mucho mejor.

Al obtener las señales EMG, la interpretación de las mismas es de vital importancia como diagnóstico para problemas biomédicos, sin embargo, eso está fuera del alcance del equipo cuya función es simplemente proveer de las señales de los pacientes, se necesita de un profesional que interprete dichas señales.

## RECOMENDACIONES

En la etapa de preamplificación es importante tomar en cuenta que se recomienda no dar una ganancia mayor a 30 veces el valor inicial de la señal, ya que el amplificador instrumental se puede saturar y amplifica además señales con ruido.

El ruido de la red eléctrica influye mucho en la recepción de una mal señal es por ello recomendable colocar un filtro de línea junto a un transformador 1:1 al ingreso del equipo esto reduce de forma considerable este ruido.

En la elaboración de los filtros para eliminar las señales con frecuencias que no están dentro de los rangos de la señal electromiográfica es mejor utilizar filtros de segundo orden en configuración Sallen Key configuración Butterword, ya que se hicieron pruebas, por ejemplo, con los de primer orden sin obtener buenos resultados.

Es importante desarrollar el sistema de ganancia variable ya que de esa forma el intérprete puede dejar la señal a amplitudes en los que se puede realizar un mejor análisis.

Para la transmisión mediante RS232 la frecuencia de transmisión estándar es de 9600 baudios pero mientras mayor sea la velocidad de transmisión mejores resultados por eso se recomienda trabajar a 19200 baudios por lo menos.

Para la realización de pruebas es importante dejar el área de estudio lo más libre posible esto significa: rasurar las zonas de ser necesarios, colocar un gel que ayude a un mejor contacto y utilizar los electrodos de mejor calidad que se disponga en el medio esto ayudara a obtener mejores resultados.

## BIBLIOGRAFÍA

- A, S., & KIRKUP, L. (2007). A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recordings electrodes. . Sydney, Broadway, Australia.
- BARREDA, L. E. (2005, Septiembre). Electromiógrafo.
- CRISWELL, E. (2011). *Cram's Introduction to surface Electromyography, Second Edition*. Toronto: Cram's Introduction to surface Electromyography, Second Edition.
- GONZÁLEZ Cifuentes, I. A. (2010, Septiembre). DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA PARA LA DETECCIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS. Yucatán, México.
- GONZÁLEZ de la Rosa, J. J. (n.d.). Conversión Analógica/Digital.
- KAMEN, G., & Gabriel, D. A. (2009). *Essentials of Electromyography*. Hardcover, Human Kinetics Publishers.
- KHANDPUR, R. (2004, Noviembre 5). Biomedical Instrumentation: Technology and Applications.
- MERLETTI, R. (2004). *“Electromyography - Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. John Wiley & Sons.
- Microchip, D. (n.d.). Datasheet PIC 18f4550. EEUU.
- NAVARRO, R. B. (n.d.). Electromiografía, Universidad Alcalá. Madrid, España.
- NEUMAN, M. R. (2000). *Biopotential Electrodes. The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. . Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC.
- SEARLE, A., & Kirkup, L. (2007). A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recordings electrodes. Sydney, Broadway, Australia.
- *Sensores y Electrodo*s. (n.d.). Retrieved from <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema6.pdf>
- Texas Instruments, D. (n.d.). Datasheet AD620. EEUU. Retrieved from Analog Devices: [http://www.stanford.edu/class/ee122/Parts\\_Info/datasheets/ad620.pdf](http://www.stanford.edu/class/ee122/Parts_Info/datasheets/ad620.pdf)
- Texas Instruments, D. (n.d.). Datasheet CD4051BE. EEUU.
- Universidad de Alcalá. Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones. (2007). Filtros . Madrid, España.

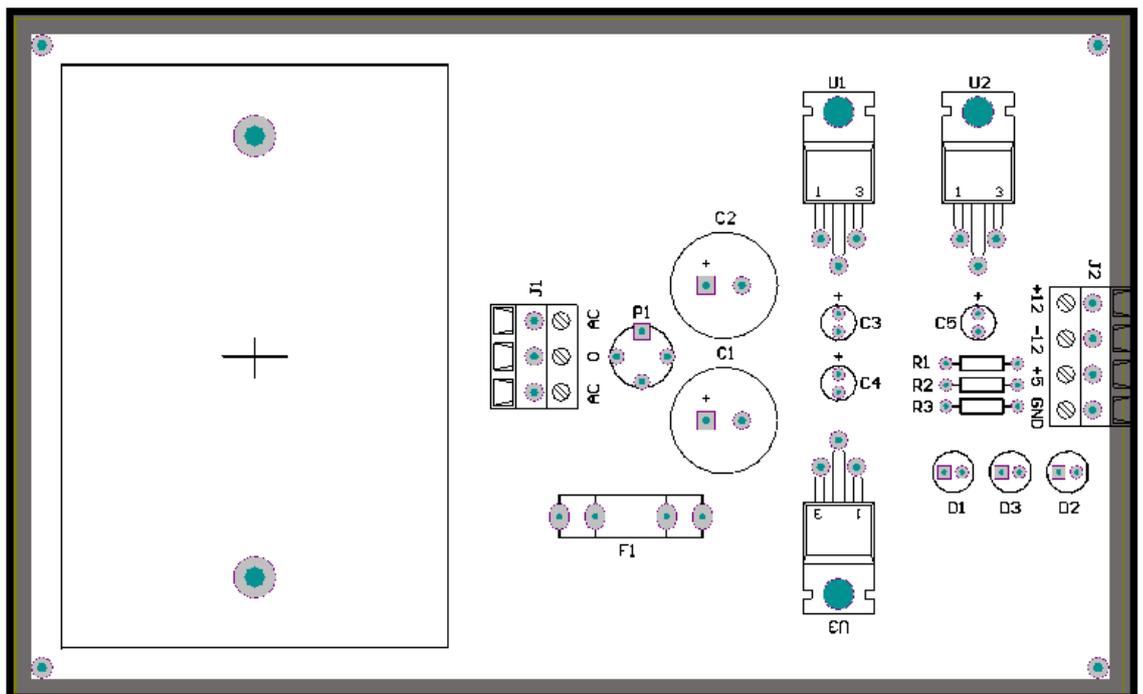
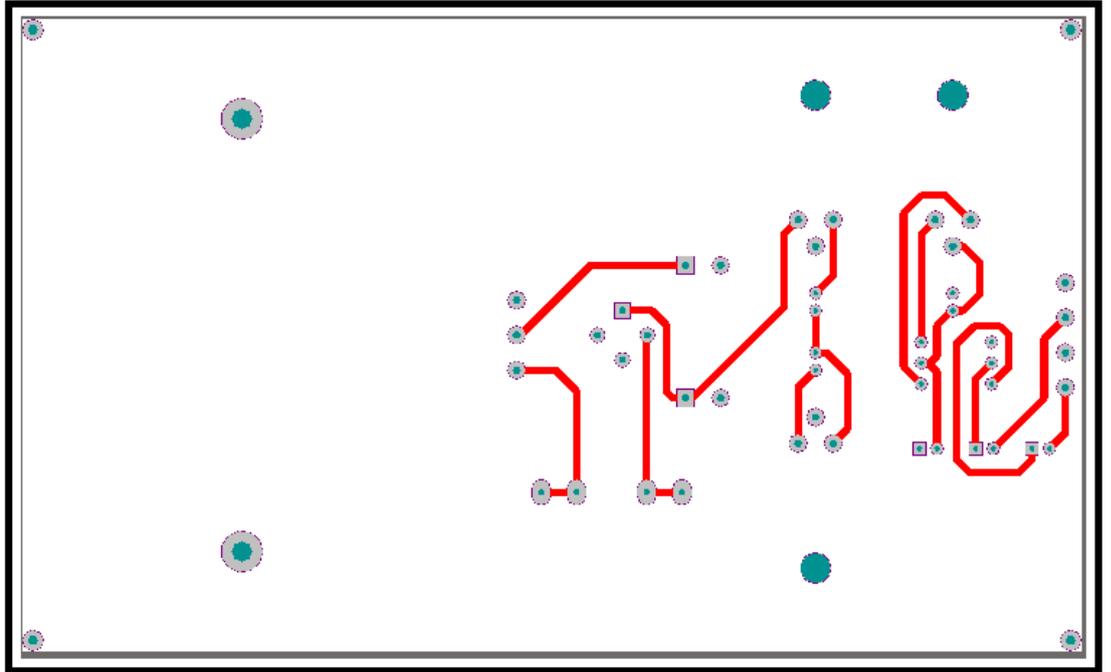
- MARTÍNEZ, C., & Vergara, S. (2011). Sistema de Adquisición de Datos para Evaluar la Mejora de. Puebla, México.
- Escuela Politécnica Nacional. (n.d.). Capítulo 3, Desarrollo del software e interfaz de usuario.
- LAMBERTI, P. W., & Rodríguez, V. (2007, Septiembre 28). *Desarrollo del modelo matemático de Hodgkin y Huxley en neurociencias*. Retrieved from Electroneurobiología: [http://electroneubio.secyt.gov.ar/Lamberti-Rodriguez\\_Hodgkin-Huxley.htm](http://electroneubio.secyt.gov.ar/Lamberti-Rodriguez_Hodgkin-Huxley.htm)
- MEJIA Pulido, L. I., & Restrepo de Mejia, F. (1980, Febrero 3). *Telesalud*. Retrieved 2012, from Revista Medicina de Caldas: [http://telesalud.ucaldas.edu.co/rmc/articulos/articulo.asp?archivo=v2e6a5.htm&vol=2&ed=6&id\\_articulo=5](http://telesalud.ucaldas.edu.co/rmc/articulos/articulo.asp?archivo=v2e6a5.htm&vol=2&ed=6&id_articulo=5)
- CONTRERAS Tejeda, E., Farías Aceves, J., García González, A., & Morfín Zepeda, S. (n.d.). *EMG ELECTROMIOGRAFO*. Retrieved from [http://proton.ucting.udg.mx/expodec/abr99/e53/e\\_53.html](http://proton.ucting.udg.mx/expodec/abr99/e53/e_53.html)

## ANEXOS

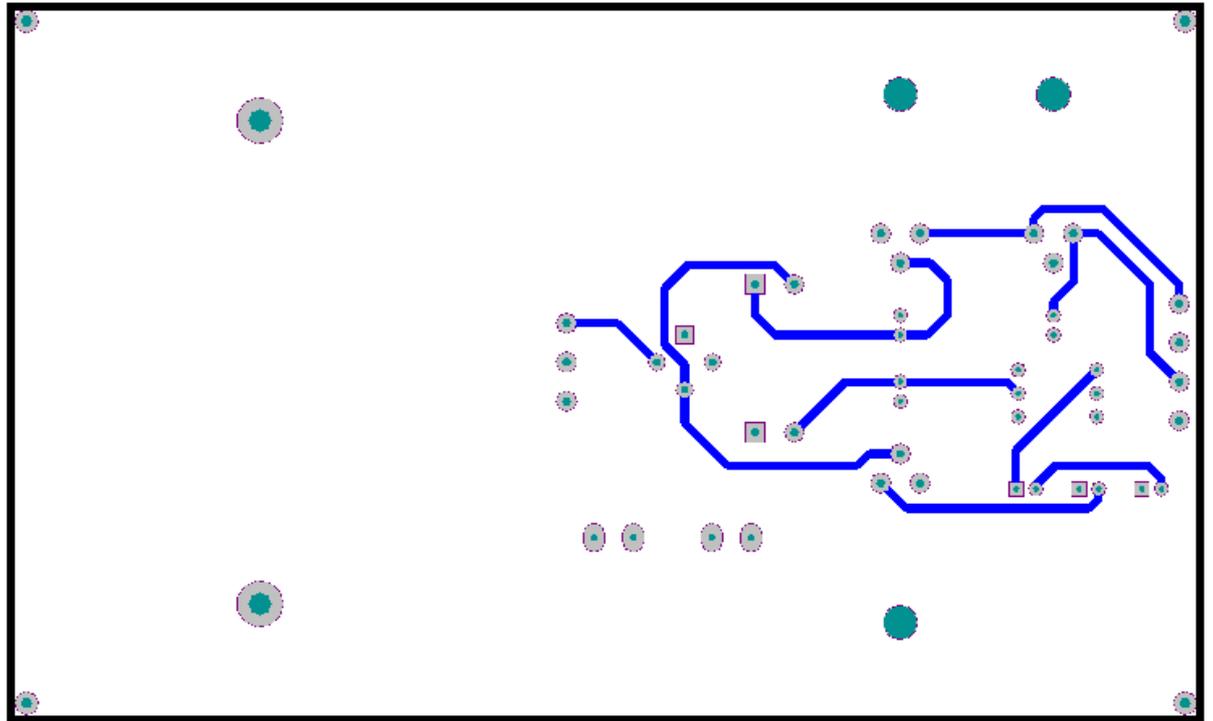
### Anexo 1

#### Diseño PCB de la placa de fuente de alimentación.

#### Parte Superior



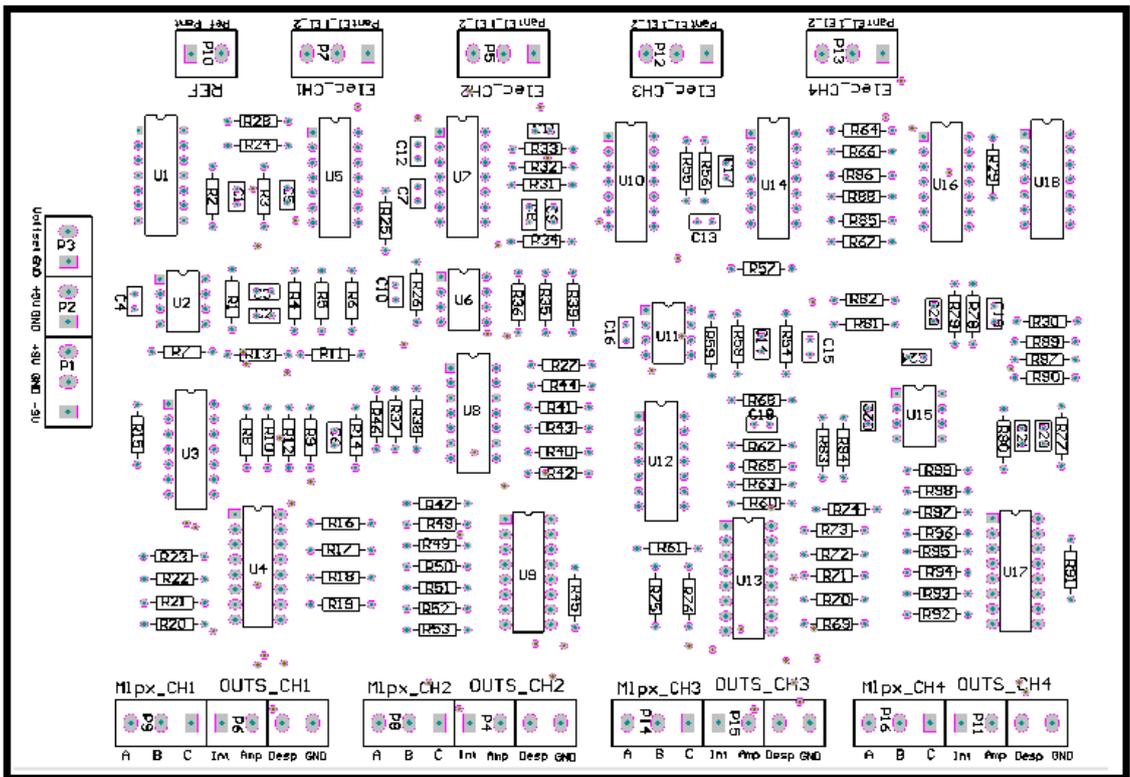
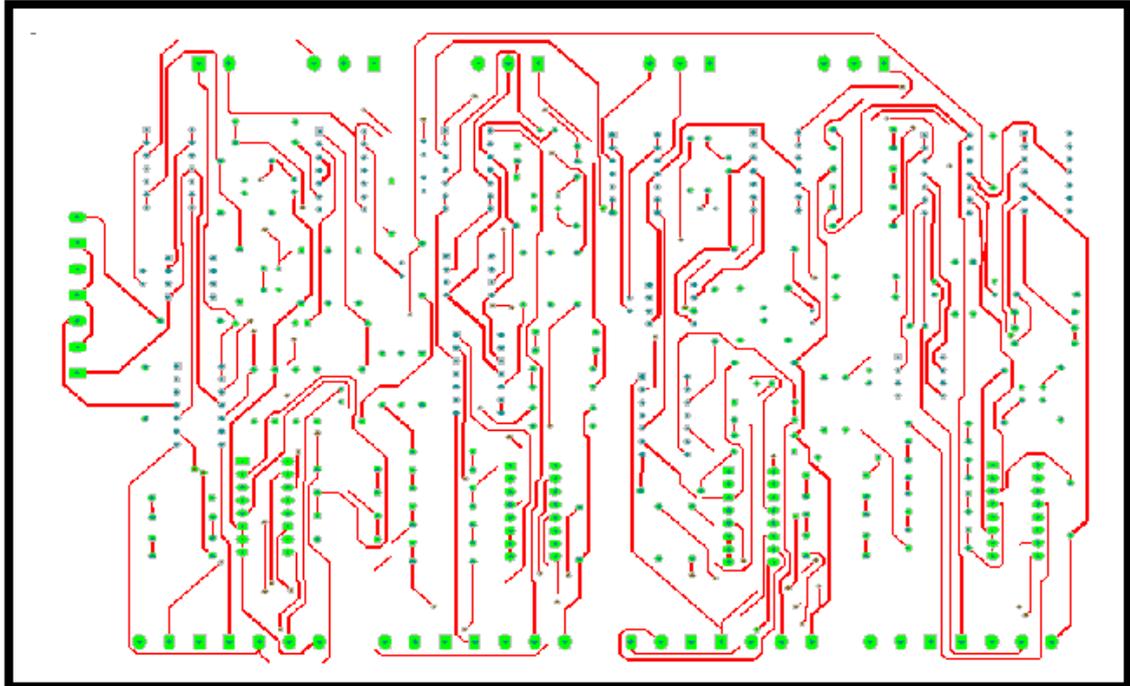
Parte Inferior



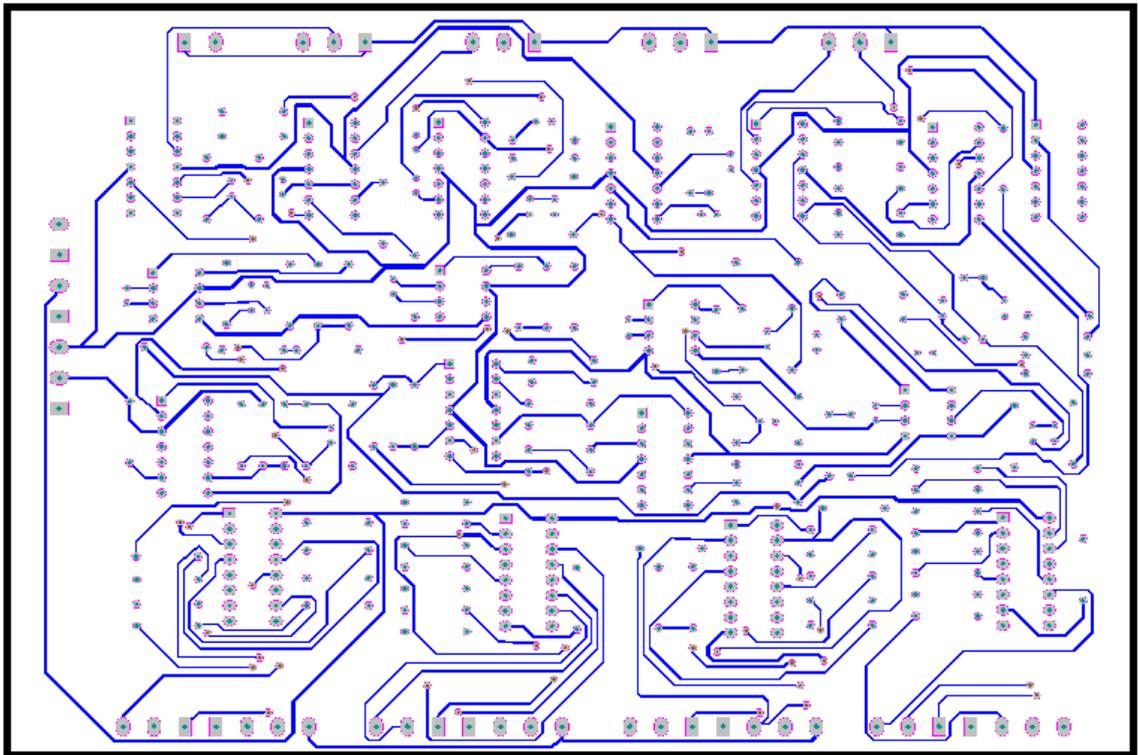
## Anexo 2

### Diseño PCB placa adquisición 4 primeros canales.

#### Parte Superior



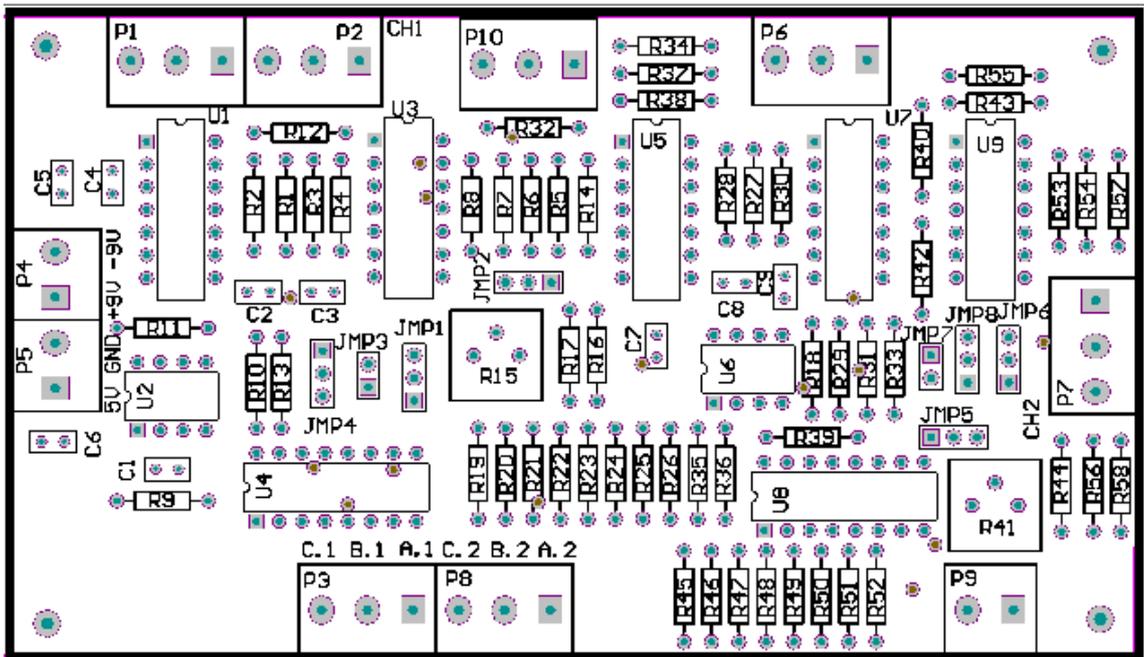
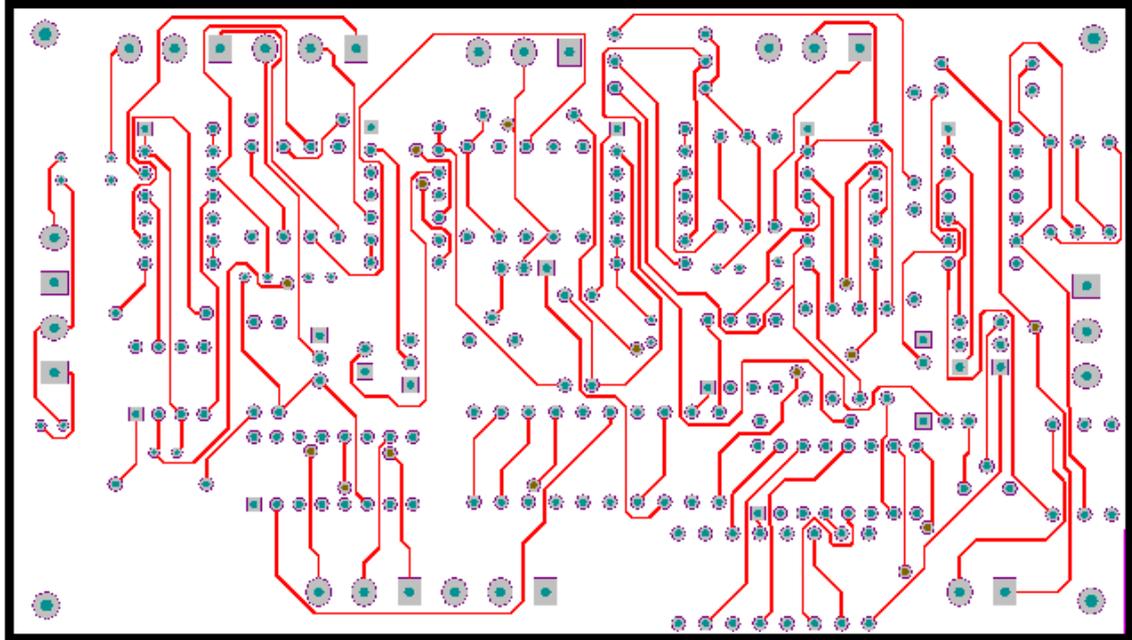
Parte inferior.



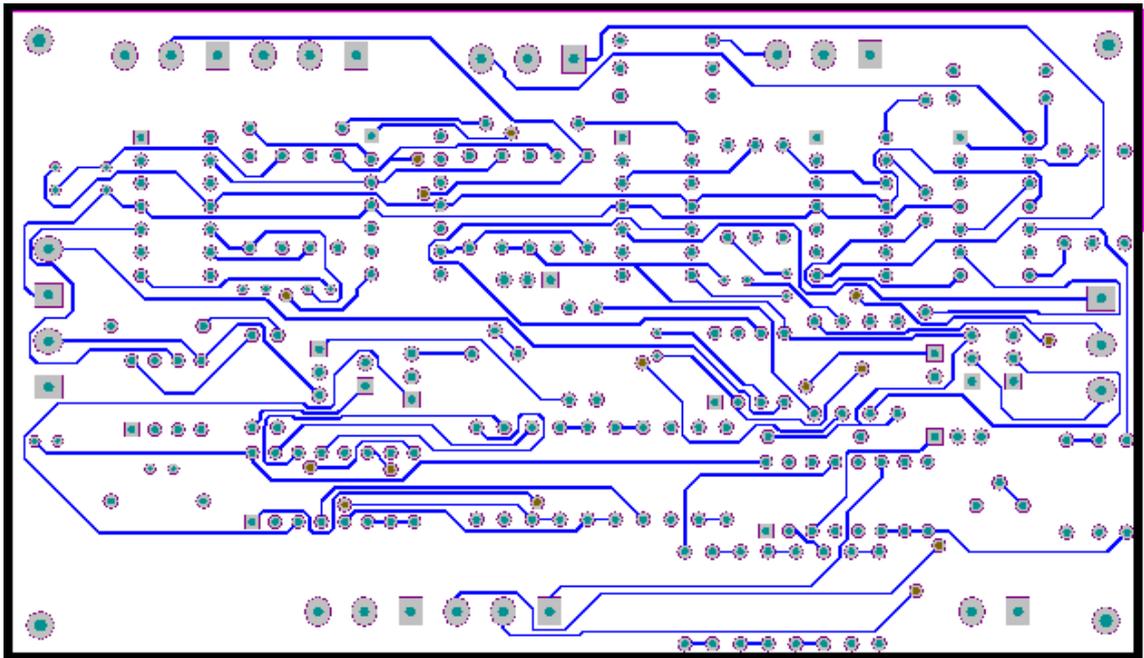
**Anexo 3**

**Diseño PCB de la placa de adquisición de 2 canales.**

Parte superior

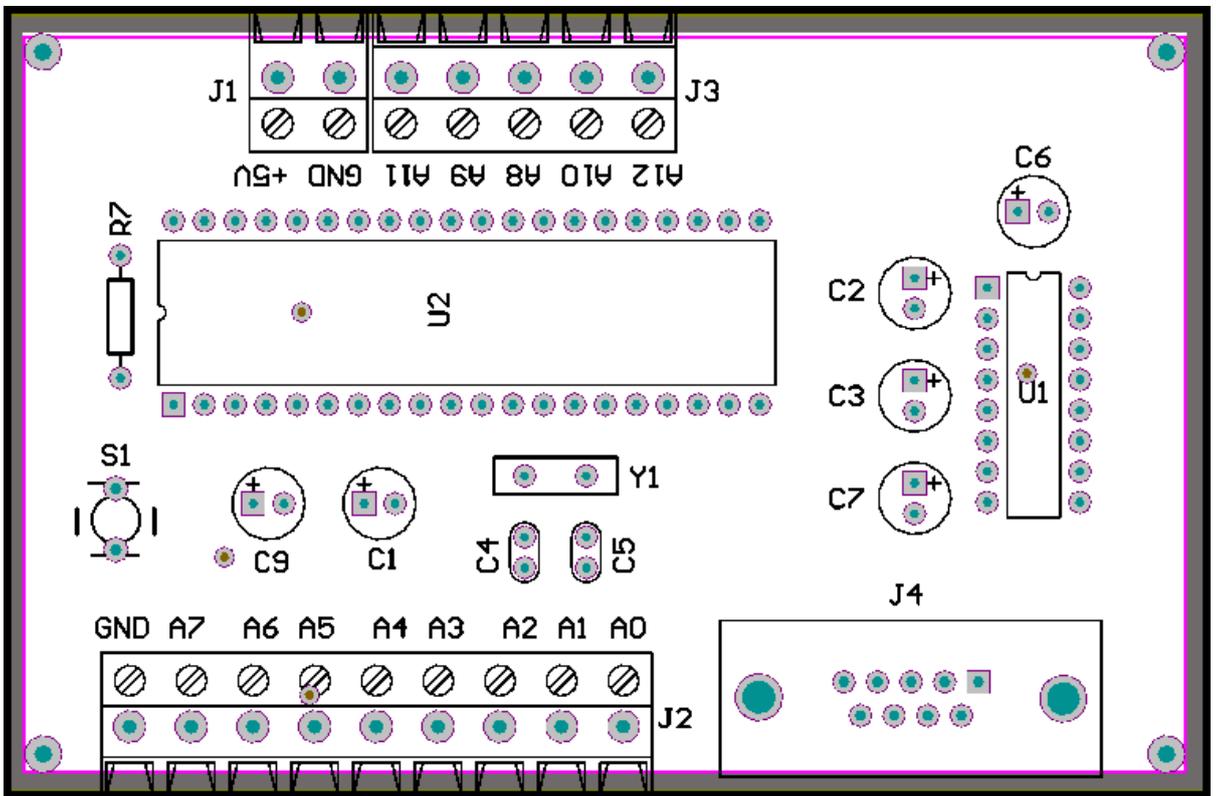
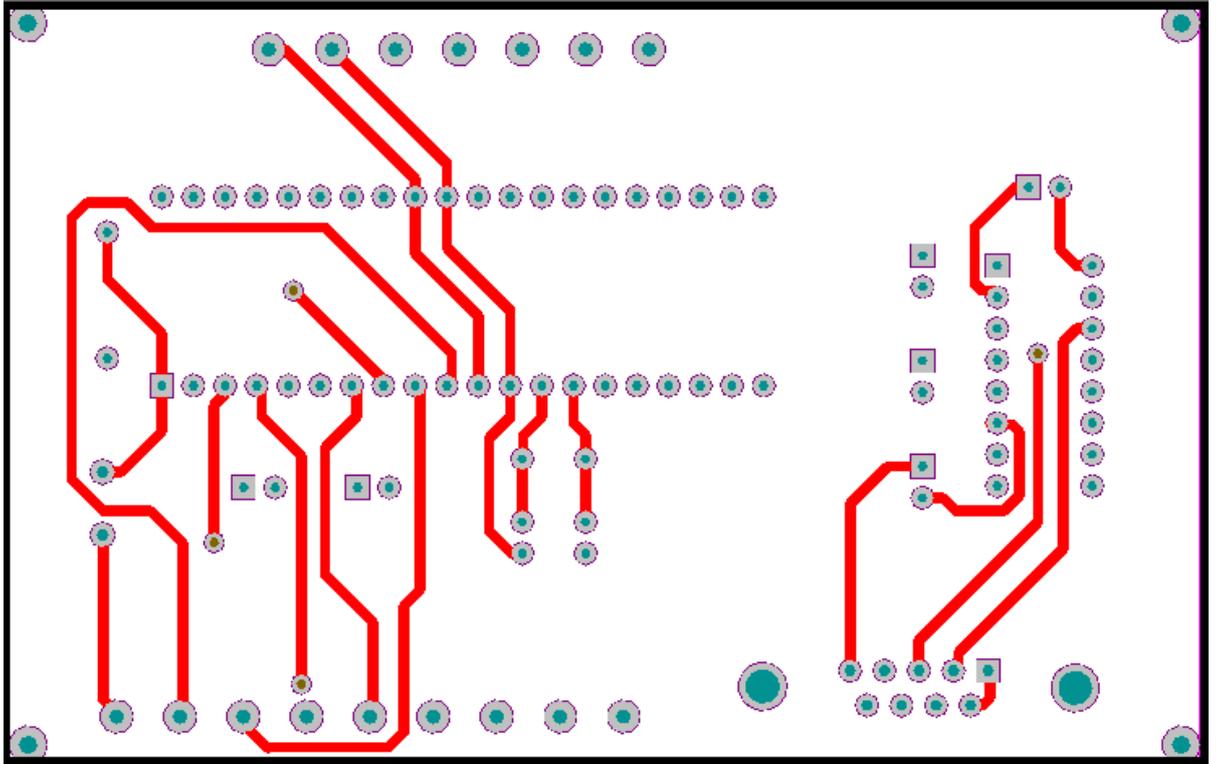


Parte inferior.

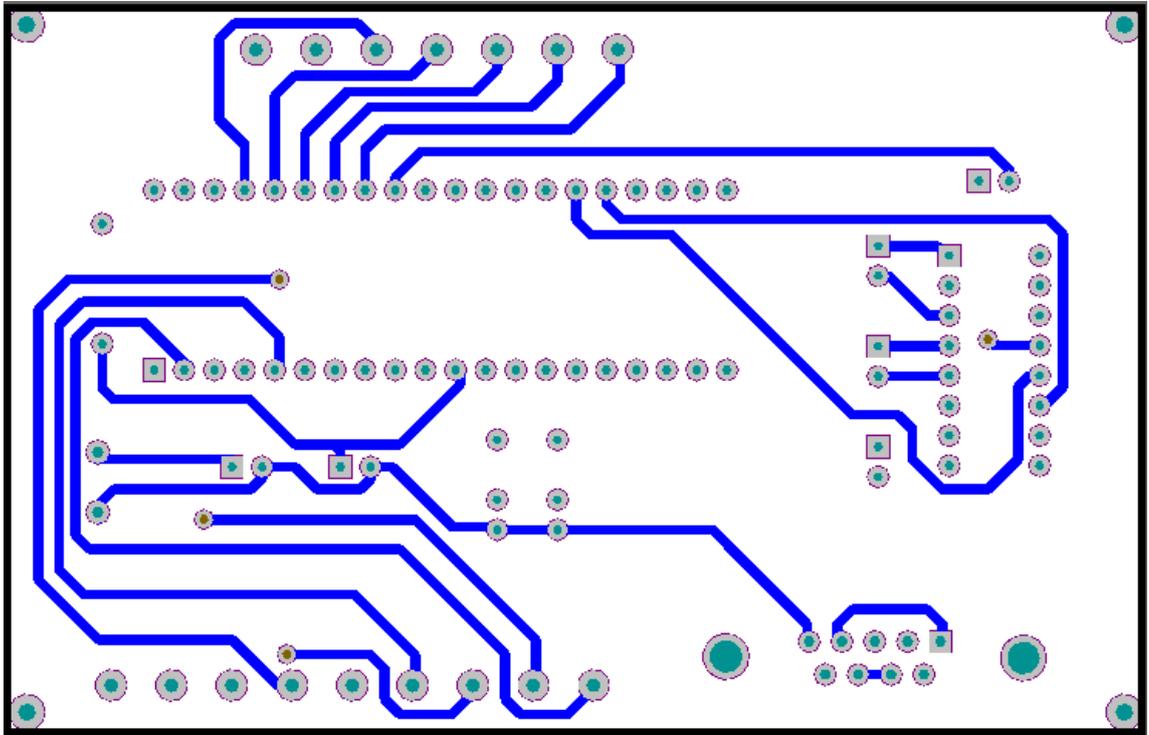


**Anexo 4**  
**Diseño placa de transmisión.**

Parte superior de la placa



Parte inferior de la placa.



**Anexo 5****Programa del Microcontrolador para la ganancia programable**

`_config_initial:`

```

;lcd-emg.c,9 ::          void config_initial()
;lcd-emg.c,11 ::         TRISB = 0b00111111;
        MOVLW    63
        MOVWF    TRISB+0
;lcd-emg.c,12 ::         TRISD = 0b00000000;
        CLRF    TRISD+0
;lcd-emg.c,13 ::         TRISC = 0b00000000;
        CLRF    TRISC+0
;lcd-emg.c,14 ::         TRISE = 0b11111000;
        MOVLW    248
        MOVWF    TRISE+0
;lcd-emg.c,15 ::         TRISA = 0b00000000;
        CLRF    TRISA+0
;lcd-emg.c,17 ::         ADCON1 = 0xF;
        MOVLW    15
        MOVWF    ADCON1+0
;lcd-emg.c,18 ::         CMCON = 7;
        MOVLW    7
        MOVWF    CMCON+0
;lcd-emg.c,19 ::         PORTC.RC0 = 0;
        BCF     PORTC+0, 0
;lcd-emg.c,20 ::         }
L_end_config_initial:
        RETURN   0
; end of _config_initial

```

`_enable:`

```

;lcd-emg.c,22 ::         void enable()
;lcd-emg.c,24 ::         PORTC.RC1 = 0;
        BCF     PORTC+0, 1

```

```

;lcd-emg.c,25 ::          PORTC.RC1 = 1;
        BSF      PORTC+0, 1
;lcd-emg.c,26 ::          delay_us(5);
        MOVLW   6
        MOVWF   R13, 0
L_enable0:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA     L_enable0
        NOP
;lcd-emg.c,27 ::          PORTC.RC1 = 0;
        BCF      PORTC+0, 1
;lcd-emg.c,28 ::          }
L_end_enable:
        RETURN  0
; end of _enable

_init_lcd:

;lcd-emg.c,30 ::          void init_lcd()
;lcd-emg.c,32 ::          PORTA.RA4 = 0;
        BCF      PORTA+0, 4
;lcd-emg.c,33 ::          delay_ms(18);
        MOVLW   94
        MOVWF   R12, 0
        MOVLW   128
        MOVWF   R13, 0
L_init_lcd1:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA     L_init_lcd1
        DECFSZ  R12, 1, 1
        BRA     L_init_lcd1
        NOP
;lcd-emg.c,34 ::          PORTD = 0x38;
        MOVLW   56
        MOVWF   PORTD+0
;lcd-emg.c,35 ::          enable();
        CALL    _enable+0, 0

```

```
;lcd-emg.c,36 ::          delay_us(160);
    MOVLW    213
    MOVWF    R13, 0
L_init_lcd2:
    DECFSZ   R13, 1, 1
    BRA      L_init_lcd2
;lcd-emg.c,37 ::          PORTD = 0b00001100;
    MOVLW    12
    MOVWF    PORTD+0
;lcd-emg.c,38 ::          enable();
    CALL     _enable+0, 0
;lcd-emg.c,39 ::          delay_us(160);
    MOVLW    213
    MOVWF    R13, 0
L_init_lcd3:
    DECFSZ   R13, 1, 1
    BRA      L_init_lcd3
;lcd-emg.c,40 ::          PORTD = 6;
    MOVLW    6
    MOVWF    PORTD+0
;lcd-emg.c,41 ::          enable();
    CALL     _enable+0, 0
;lcd-emg.c,42 ::          delay_ms(8);
    MOVLW    42
    MOVWF    R12, 0
    MOVLW    141
    MOVWF    R13, 0
L_init_lcd4:
    DECFSZ   R13, 1, 1
    BRA      L_init_lcd4
    DECFSZ   R12, 1, 1
    BRA      L_init_lcd4
    NOP
    NOP
;lcd-emg.c,43 ::          PORTD = 1;
    MOVLW    1
    MOVWF    PORTD+0
```

```
;lcd-emg.c,44 ::          enable();
    CALL    _enable+0, 0
;lcd-emg.c,45 ::          delay_ms(8);
    MOVLW   42
    MOVWF   R12, 0
    MOVLW   141
    MOVWF   R13, 0
L_init_lcd5:
    DECFSZ  R13, 1, 1
    BRA     L_init_lcd5
    DECFSZ  R12, 1, 1
    BRA     L_init_lcd5
    NOP
    NOP
;lcd-emg.c,46 ::          PORTA.RA4 = 1;
    BSF     PORTA+0, 4
;lcd-emg.c,47 ::          }
L_end_init_lcd:
    RETURN  0
; end of _init_lcd

_change_direction:

;lcd-emg.c,49 ::          void change_direction()
;lcd-emg.c,51 ::          PORTA.RA4 = 0;
    BCF     PORTA+0, 4
;lcd-emg.c,52 ::          PORTD = dir_DDRAM;
    MOVF    _dir_DDRAM+0, 0
    MOVWF   PORTD+0
;lcd-emg.c,53 ::          enable();
    CALL    _enable+0, 0
;lcd-emg.c,54 ::          delay_us(160);
    MOVLW   213
    MOVWF   R13, 0
L_change_direction6:
    DECFSZ  R13, 1, 1
    BRA     L_change_direction6
```

```

;lcd-emg.c,55 ::          PORTA.RA4 = 1;
        BSF    PORTA+0, 4
;lcd-emg.c,56 ::          }
L_end_change_direction:
        RETURN  0
; end of _change_direction

_clear_lcd:

;lcd-emg.c,58 ::          void clear_lcd()
;lcd-emg.c,60 ::          PORTA.RA4 = 0;    //modo comando
        BCF    PORTA+0, 4
;lcd-emg.c,61 ::          PORTD = 1;        //display clear = 1
        MOVLW  1
        MOVWF  PORTD+0
;lcd-emg.c,62 ::          enable();
        CALL   _enable+0, 0
;lcd-emg.c,63 ::          delay_ms(8);
        MOVLW  42
        MOVWF  R12, 0
        MOVLW  141
        MOVWF  R13, 0
L_clear_lcd7:
        DECFSZ R13, 1, 1
        BRA    L_clear_lcd7
        DECFSZ R12, 1, 1
        BRA    L_clear_lcd7
        NOP
        NOP
;lcd-emg.c,64 ::          PORTA.RA4 = 1;    //modo datos
        BSF    PORTA+0, 4
;lcd-emg.c,65 ::          }
L_end_clear_lcd:
        RETURN  0
; end of _clear_lcd

_put_placards:

```

```

;lcd-emg.c,68 ::          void put_placards()
;lcd-emg.c,69 ::          {  clear_lcd();
        CALL    _clear_lcd+0, 0
;lcd-emg.c,71 ::          dir_DDRAM = 0x80;
        MOVLW   128
        MOVWF   _dir_DDRAM+0
;lcd-emg.c,72 ::          change_direction();
        CALL    _change_direction+0, 0
;lcd-emg.c,73 ::          for(i = 0; i < 16 ;i++)
        CLRF    _i+0
        CLRF    _i+1
L_put_placards8:
        MOVLW   128
        XORWF   _i+1, 0
        MOVWF   R0
        MOVLW   128
        SUBWF   R0, 0
        BTFSS   STATUS+0, 2
        GOTO    L__put_placards48
        MOVLW   16
        SUBWF   _i+0, 0
L__put_placards48:
        BTFSC   STATUS+0, 0
        GOTO    L_put_placards9
;lcd-emg.c,75 ::          PORTD = placard_1[i];
        MOVLW   _placard_1+0
        ADDWF   _i+0, 0
        MOVWF   FSR0
        MOVLW   hi_addr(_placard_1+0)
        ADDWFC  _i+1, 0
        MOVWF   FSR0H
        MOVF    POSTINC0+0, 0
        MOVWF   PORTD+0
;lcd-emg.c,76 ::          enable();
        CALL    _enable+0, 0
;lcd-emg.c,77 ::          delay_us(160);

```

```

        MOVLW    213
        MOVWF    R13, 0
L_put_placards11:
        DECFSZ   R13, 1, 1
        BRA     L_put_placards11
;lcd-emg.c,73 ::          for(i = 0; i < 16 ;i++)
        INFSNZ   _i+0, 1
        INCF     _i+1, 1
;lcd-emg.c,78 ::          }
        GOTO    L_put_placards8
L_put_placards9:
;lcd-emg.c,80 ::          dir_DDRAM = 0xC0;
        MOVLW    192
        MOVWF    _dir_DDRAM+0
;lcd-emg.c,81 ::          change_direction();
        CALL    _change_direction+0, 0
;lcd-emg.c,82 ::          for(i = 0; i < 16 ;i++)
        CLRF     _i+0
        CLRF     _i+1
L_put_placards12:
        MOVLW    128
        XORWF    _i+1, 0
        MOVWF    R0
        MOVLW    128
        SUBWF    R0, 0
        BTFSS   STATUS+0, 2
        GOTO    L__put_placards49
        MOVLW    16
        SUBWF    _i+0, 0
L__put_placards49:
        BTFSC   STATUS+0, 0
        GOTO    L_put_placards13
;lcd-emg.c,84 ::          PORTD = placard_2[i];
        MOVLW    _placard_2+0
        ADDWF    _i+0, 0
        MOVWF    FSR0
        MOVLW    hi_addr(_placard_2+0)

```

```

        ADDWFC    _i+1, 0
        MOVWF    FSR0H
        MOVF     POSTINC0+0, 0
        MOVWF    PORTD+0
;lcd-emg.c,85 ::          enable();
        CALL    _enable+0, 0
;lcd-emg.c,86 ::          delay_us(160);
        MOVLW   213
        MOVWF   R13, 0
L_put_placards15:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA    L_put_placards15
;lcd-emg.c,82 ::          for(i = 0; i < 16 ;i++)
        INFSNZ  _i+0, 1
        INCF    _i+1, 1
;lcd-emg.c,87 ::          }
        GOTO    L_put_placards12
L_put_placards13:
;lcd-emg.c,88 ::          }
L_end_put_placards:
        RETURN  0
; end of _put_placards

_put_values:

;lcd-emg.c,90 ::          void put_values()
;lcd-emg.c,92 ::          dir_DDRAM = 0x84;
        MOVLW   132
        MOVWF   _dir_DDRAM+0
;lcd-emg.c,93 ::          change_direction();
        CALL    _change_direction+0, 0
;lcd-emg.c,94 ::          PORTD = values[ch0];
        MOVLW   _values+0
        MOVWF   FSR0
        MOVLW   hi_addr(_values+0)
        MOVWF   FSR0H
        MOVF    _ch0+0, 0

```

```
    ADDWF    FSR0, 1
    BTFSC    STATUS+0, 0
    INCF     FSR0H, 1
    MOVF     POSTINC0+0, 0
    MOVWF    PORTD+0
;lcd-emg.c,95 ::          enable();
    CALL     _enable+0, 0
;lcd-emg.c,96 ::          delay_us(160);
    MOVLW   213
    MOVWF   R13, 0
L_put_values16:
    DECFSZ  R13, 1, 1
    BRA     L_put_values16
;lcd-emg.c,98 ::          dir_DDRAM = 0x89;
    MOVLW   137
    MOVWF   _dir_DDRAM+0
;lcd-emg.c,99 ::          change_direction();
    CALL     _change_direction+0, 0
;lcd-emg.c,100 ::         PORTD = values[ch1];
    MOVLW   _values+0
    MOVWF   FSR0
    MOVLW   hi_addr(_values+0)
    MOVWF   FSR0H
    MOVF    _ch1+0, 0
    ADDWF   FSR0, 1
    BTFSC   STATUS+0, 0
    INCF    FSR0H, 1
    MOVF    POSTINC0+0, 0
    MOVWF   PORTD+0
;lcd-emg.c,101 ::         enable();
    CALL     _enable+0, 0
;lcd-emg.c,102 ::         delay_us(160);
    MOVLW   213
    MOVWF   R13, 0
L_put_values17:
    DECFSZ  R13, 1, 1
    BRA     L_put_values17
```

```
;lcd-emg.c,104 ::          dir_DDRAM = 0x8E;
    MOVLW    142
    MOVWF    _dir_DDRAM+0
;lcd-emg.c,105 ::          change_direction();
    CALL     _change_direction+0, 0
;lcd-emg.c,106 ::          PORTD = values[ch2];
    MOVLW    _values+0
    MOVWF    FSR0
    MOVLW    hi_addr(_values+0)
    MOVWF    FSR0H
    MOVF     _ch2+0, 0
    ADDWF    FSR0, 1
    BTFSC    STATUS+0, 0
    INCF     FSR0H, 1
    MOVF     POSTINC0+0, 0
    MOVWF    PORTD+0
;lcd-emg.c,107 ::          enable();
    CALL     _enable+0, 0
;lcd-emg.c,108 ::          delay_us(160);
    MOVLW    213
    MOVWF    R13, 0
L_put_values18:
    DECFSZ   R13, 1, 1
    BRA     L_put_values18
;lcd-emg.c,110 ::          dir_DDRAM = 0xC4;
    MOVLW    196
    MOVWF    _dir_DDRAM+0
;lcd-emg.c,111 ::          change_direction();
    CALL     _change_direction+0, 0
;lcd-emg.c,112 ::          PORTD = values[ch3];
    MOVLW    _values+0
    MOVWF    FSR0
    MOVLW    hi_addr(_values+0)
    MOVWF    FSR0H
    MOVF     _ch3+0, 0
    ADDWF    FSR0, 1
    BTFSC    STATUS+0, 0
```

```

        INCF    FSR0H, 1
        MOVF    POSTINC0+0, 0
        MOVWF   PORTD+0
;lcd-emg.c,113 ::          enable();
        CALL   _enable+0, 0
;lcd-emg.c,114 ::          delay_us(160);
        MOVLW   213
        MOVWF   R13, 0
L_put_values19:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA    L_put_values19
;lcd-emg.c,116 ::          dir_DDRAM = 0xC9;
        MOVLW   201
        MOVWF   _dir_DDRAM+0
;lcd-emg.c,117 ::          change_direction();
        CALL   _change_direction+0, 0
;lcd-emg.c,118 ::          PORTD = values[ch4];
        MOVLW   _values+0
        MOVWF   FSR0
        MOVLW   hi_addr(_values+0)
        MOVWF   FSR0H
        MOVF    _ch4+0, 0
        ADDWF   FSR0, 1
        BTFSC   STATUS+0, 0
        INCF    FSR0H, 1
        MOVF    POSTINC0+0, 0
        MOVWF   PORTD+0
;lcd-emg.c,119 ::          enable();
        CALL   _enable+0, 0
;lcd-emg.c,120 ::          delay_us(160);
        MOVLW   213
        MOVWF   R13, 0
L_put_values20:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA    L_put_values20
;lcd-emg.c,122 ::          dir_DDRAM = 0xCE;
        MOVLW   206

```

```

        MOVWF    _dir_DDRAM+0
;lcd-emg.c,123 ::          change_direction();
        CALL    _change_direction+0, 0
;lcd-emg.c,124 ::          PORTD = values[ch4];
        MOVLW   _values+0
        MOVWF   FSR0
        MOVLW   hi_addr(_values+0)
        MOVWF   FSR0H
        MOVF    _ch4+0, 0
        ADDWF   FSR0, 1
        BTFSC   STATUS+0, 0
        INCF    FSR0H, 1
        MOVF    POSTINC0+0, 0
        MOVWF   PORTD+0
;lcd-emg.c,125 ::          enable();
        CALL    _enable+0, 0
;lcd-emg.c,126 ::          delay_us(160);
        MOVLW   213
        MOVWF   R13, 0
L_put_values21:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA     L_put_values21
;lcd-emg.c,128 ::          }
L_end_put_values:
        RETURN  0
; end of _put_values

_update_pins:

;lcd-emg.c,130 ::          void update_pins()
;lcd-emg.c,132 ::          PORTE.RE0 = ~ch0.a;
        BTFSC   _ch0+0, 0
        GOTO    L__update_pins52
        BSF     PORTE+0, 0
        GOTO    L__update_pins53
L__update_pins52:
        BCF     PORTE+0, 0

```

```
L__update_pins53:
;lcd-emg.c,133 ::          PORTE.RE1 = ~ch0.f;
    BTFSC    _ch0+0, 1
    GOTO     L__update_pins54
    BSF      PORTE+0, 1
    GOTO     L__update_pins55
L__update_pins54:
    BCF      PORTE+0, 1
L__update_pins55:
;lcd-emg.c,134 ::          PORTE.RE2 = ~ch0.z;
    BTFSC    _ch0+0, 2
    GOTO     L__update_pins56
    BSF      PORTE+0, 2
    GOTO     L__update_pins57
L__update_pins56:
    BCF      PORTE+0, 2
L__update_pins57:
;lcd-emg.c,135 ::          PORTA.RA0 = ~ch1.a;
    BTFSC    _ch1+0, 0
    GOTO     L__update_pins58
    BSF      PORTA+0, 0
    GOTO     L__update_pins59
L__update_pins58:
    BCF      PORTA+0, 0
L__update_pins59:
;lcd-emg.c,136 ::          PORTA.RA1 = ~ch1.f;
    BTFSC    _ch1+0, 1
    GOTO     L__update_pins60
    BSF      PORTA+0, 1
    GOTO     L__update_pins61
L__update_pins60:
    BCF      PORTA+0, 1
L__update_pins61:
;lcd-emg.c,137 ::          PORTA.RA2 = ~ch1.z;
    BTFSC    _ch1+0, 2
    GOTO     L__update_pins62
    BSF      PORTA+0, 2
```

```
        GOTO    L__update_pins63
L__update_pins62:
        BCF     PORTA+0, 2
L__update_pins63:
;lcd-emg.c,138 ::          PORTA.RA3 = ~ch2.a;
        BTFSC   _ch2+0, 0
        GOTO    L__update_pins64
        BSF     PORTA+0, 3
        GOTO    L__update_pins65
L__update_pins64:
        BCF     PORTA+0, 3
L__update_pins65:
;lcd-emg.c,139 ::          PORTA.RA5 = ~ch2.f;
        BTFSC   _ch2+0, 1
        GOTO    L__update_pins66
        BSF     PORTA+0, 5
        GOTO    L__update_pins67
L__update_pins66:
        BCF     PORTA+0, 5
L__update_pins67:
;lcd-emg.c,140 ::          PORTB.RB6 = ~ch2.z;
        BTFSC   _ch2+0, 2
        GOTO    L__update_pins68
        BSF     PORTB+0, 6
        GOTO    L__update_pins69
L__update_pins68:
        BCF     PORTB+0, 6
L__update_pins69:
;lcd-emg.c,141 ::          PORTC.RC2 = ~ch3.a;
        BTFSC   _ch3+0, 0
        GOTO    L__update_pins70
        BSF     PORTC+0, 2
        GOTO    L__update_pins71
L__update_pins70:
        BCF     PORTC+0, 2
L__update_pins71:
;lcd-emg.c,142 ::          PORTC.RC4 = ~ch3.f;
```

```
BTFSC    _ch3+0, 1
GOTO     L__update_pins72
BSF      PORTC+0, 4
GOTO     L__update_pins73
L__update_pins72:
    BCF    PORTC+0, 4
L__update_pins73:
;lcd-emg.c,143 ::          PORTC.RC5 = ~ch3.z;
    BTFSC  _ch3+0, 2
    GOTO   L__update_pins74
    BSF    PORTC+0, 5
    GOTO   L__update_pins75
L__update_pins74:
    BCF    PORTC+0, 5
L__update_pins75:
;lcd-emg.c,144 ::          PORTC.RC6 = ~ch4.a;
    BTFSC  _ch4+0, 0
    GOTO   L__update_pins76
    BSF    PORTC+0, 6
    GOTO   L__update_pins77
L__update_pins76:
    BCF    PORTC+0, 6
L__update_pins77:
;lcd-emg.c,145 ::          PORTC.RC7 = ~ch4.f;
    BTFSC  _ch4+0, 1
    GOTO   L__update_pins78
    BSF    PORTC+0, 7
    GOTO   L__update_pins79
L__update_pins78:
    BCF    PORTC+0, 7
L__update_pins79:
;lcd-emg.c,146 ::          PORTB.RB7 = ~ch4.z;
    BTFSC  _ch4+0, 2
    GOTO   L__update_pins80
    BSF    PORTB+0, 7
    GOTO   L__update_pins81
L__update_pins80:
```

```
        BCF    PORTB+0, 7
L__update_pins81:
;lcd-emg.c,147 ::      }
L_end_update_pins:
        RETURN  0
; end of _update_pins

_main:

;lcd-emg.c,150 ::      void main()
;lcd-emg.c,152 ::      config_initial();
        CALL   _config_initial+0, 0
;lcd-emg.c,153 ::      init_lcd();
        CALL   _init_lcd+0, 0
;lcd-emg.c,154 ::      put_placards();
        CALL   _put_placards+0, 0
;lcd-emg.c,155 ::      update_pins();
        CALL   _update_pins+0, 0
;lcd-emg.c,157 ::      while(1)
L_main22:
;lcd-emg.c,159 ::      if(PORTB.RB0 == 0)
        BTFSC  PORTB+0, 0
        GOTO   L_main24
;lcd-emg.c,161 ::      ch0++;
        INCF   _ch0+0, 1
;lcd-emg.c,162 ::      if( ch0 > 7 )
        MOVF   _ch0+0, 0
        SUBLW  7
        BTFSC  STATUS+0, 0
        GOTO   L_main25
;lcd-emg.c,163 ::      ch0 = 0;
        CLRF   _ch0+0
L_main25:
;lcd-emg.c,164 ::      put_values();
        CALL   _put_values+0, 0
;lcd-emg.c,165 ::      update_pins();
        CALL   _update_pins+0, 0
```

```
;lcd-emg.c,166 ::          delay_ms(500);
    MOVLW    11
    MOVWF    R11, 0
    MOVLW    38
    MOVWF    R12, 0
    MOVLW    93
    MOVWF    R13, 0
L_main26:
    DECFSZ   R13, 1, 1
    BRA      L_main26
    DECFSZ   R12, 1, 1
    BRA      L_main26
    DECFSZ   R11, 1, 1
    BRA      L_main26
    NOP
    NOP
;lcd-emg.c,167 ::          }
L_main24:
;lcd-emg.c,169 ::          if(PORTB.RB1 == 0)
    BTFSC   PORTB+0, 1
    GOTO    L_main27
;lcd-emg.c,171 ::          ch1++;
    INCF    _ch1+0, 1
;lcd-emg.c,172 ::          if( ch1 > 7 )
    MOVF    _ch1+0, 0
    SUBLW   7
    BTFSC   STATUS+0, 0
    GOTO    L_main28
;lcd-emg.c,173 ::          ch1 = 0;
    CLRF    _ch1+0
L_main28:
;lcd-emg.c,174 ::          put_values();
    CALL    _put_values+0, 0
;lcd-emg.c,175 ::          update_pins();
    CALL    _update_pins+0, 0
;lcd-emg.c,176 ::          delay_ms(500);
    MOVLW   11
```

```
        MOVWF    R11, 0
        MOVLW   38
        MOVWF    R12, 0
        MOVLW   93
        MOVWF    R13, 0
L_main29:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA     L_main29
        DECFSZ  R12, 1, 1
        BRA     L_main29
        DECFSZ  R11, 1, 1
        BRA     L_main29
        NOP
        NOP
;lcd-emg.c,177 ::      }
L_main27:
;lcd-emg.c,179 ::      if(PORTB.RB2 == 0)
        BTFSC  PORTB+0, 2
        GOTO   L_main30
;lcd-emg.c,181 ::      ch2++;
        INCF   _ch2+0, 1
;lcd-emg.c,182 ::      if( ch2 > 7 )
        MOVF   _ch2+0, 0
        SUBLW  7
        BTFSC  STATUS+0, 0
        GOTO   L_main31
;lcd-emg.c,183 ::      ch2 = 0;
        CLRF   _ch2+0
L_main31:
;lcd-emg.c,184 ::      put_values();
        CALL   _put_values+0, 0
;lcd-emg.c,185 ::      update_pins();
        CALL   _update_pins+0, 0
;lcd-emg.c,186 ::      delay_ms(500);
        MOVLW  11
        MOVWF  R11, 0
        MOVLW  38
```

```
        MOVWF    R12, 0
        MOVLW   93
        MOVWF    R13, 0
L_main32:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA     L_main32
        DECFSZ  R12, 1, 1
        BRA     L_main32
        DECFSZ  R11, 1, 1
        BRA     L_main32
        NOP
        NOP
;lcd-emg.c,187 ::      }
L_main30:
;lcd-emg.c,189 ::      if(PORTB.RB3 == 0)
        BTFSC  PORTB+0, 3
        GOTO   L_main33
;lcd-emg.c,191 ::      ch3++;
        INCF   _ch3+0, 1
;lcd-emg.c,192 ::      if( ch3 > 7 )
        MOVF   _ch3+0, 0
        SUBLW  7
        BTFSC  STATUS+0, 0
        GOTO   L_main34
;lcd-emg.c,193 ::      ch3 = 0;
        CLRF   _ch3+0
L_main34:
;lcd-emg.c,194 ::      put_values();
        CALL   _put_values+0, 0
;lcd-emg.c,195 ::      update_pins();
        CALL   _update_pins+0, 0
;lcd-emg.c,196 ::      delay_ms(500);
        MOVLW  11
        MOVWF  R11, 0
        MOVLW  38
        MOVWF  R12, 0
        MOVLW  93
```

```
        MOVWF    R13, 0
L_main35:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA     L_main35
        DECFSZ  R12, 1, 1
        BRA     L_main35
        DECFSZ  R11, 1, 1
        BRA     L_main35
        NOP
        NOP
;lcd-emg.c,197 ::      }
L_main33:
;lcd-emg.c,199 ::      if(PORTB.RB4 == 0)
        BTFSC  PORTB+0, 4
        GOTO   L_main36
;lcd-emg.c,201 ::      ch4++;
        INCF   _ch4+0, 1
;lcd-emg.c,202 ::      if( ch4 > 7 )
        MOVF   _ch4+0, 0
        SUBLW  7
        BTFSC  STATUS+0, 0
        GOTO   L_main37
;lcd-emg.c,203 ::      ch4 = 0;
        CLRF   _ch4+0
L_main37:
;lcd-emg.c,204 ::      put_values();
        CALL   _put_values+0, 0
;lcd-emg.c,205 ::      update_pins();
        CALL   _update_pins+0, 0
;lcd-emg.c,206 ::      delay_ms(500);
        MOVLW  11
        MOVWF  R11, 0
        MOVLW  38
        MOVWF  R12, 0
        MOVLW  93
        MOVWF  R13, 0
L_main38:
```

```
    DECFSZ    R13, 1, 1
    BRA      L_main38
    DECFSZ    R12, 1, 1
    BRA      L_main38
    DECFSZ    R11, 1, 1
    BRA      L_main38
    NOP
    NOP
;lcd-emg.c,207 ::      }
L_main36:
;lcd-emg.c,209 ::      if(PORTB.RB5 == 0)
    BTFSC    PORTB+0, 5
    GOTO     L_main39
;lcd-emg.c,211 ::      ch4++;
    INCF     _ch4+0, 1
;lcd-emg.c,212 ::      if( ch4 > 7 )
    MOVF     _ch4+0, 0
    SUBLW    7
    BTFSC    STATUS+0, 0
    GOTO     L_main40
;lcd-emg.c,213 ::      ch4 = 0;
    CLRF     _ch4+0
L_main40:
;lcd-emg.c,214 ::      put_values();
    CALL     _put_values+0, 0
;lcd-emg.c,215 ::      update_pins();
    CALL     _update_pins+0, 0
;lcd-emg.c,216 ::      delay_ms(500);
    MOVLW    11
    MOVWF    R11, 0
    MOVLW    38
    MOVWF    R12, 0
    MOVLW    93
    MOVWF    R13, 0
L_main41:
    DECFSZ    R13, 1, 1
    BRA      L_main41
```

```
    DECFSZ   R12, 1, 1
    BRA     L_main41
    DECFSZ   R11, 1, 1
    BRA     L_main41
    NOP
    NOP
;lcd-emg.c,217 ::      }
L_main39:
;lcd-emg.c,219 ::      }
    GOTO    L_main22
;lcd-emg.c,220 ::      }
L_end_main:
    GOTO    $+0
; end of _main
```

**Anexo 6****Programa del Microcontrolador para transmisión de señales hacia la PC**

\_initiation:

```

;MyProject-practica1.c,10 ::      void initiation()
;MyProject-practica1.c,12 ::      TRISA = 0b11111111;
        MOVLW    127
        MOVWF    TRISA+0
;MyProject-practica1.c,13 ::      TRISE = 0b011;
        MOVLW    3
        MOVWF    TRISE+0
;MyProject-practica1.c,14 ::      TRISC = 0b10000111;
        MOVLW    135
        MOVWF    TRISC+0
;MyProject-practica1.c,15 ::      TRISD = 0b11111000;
        MOVLW    248
        MOVWF    TRISD+0
;MyProject-practica1.c,16 ::      TRISB = 0b11111111;
        MOVLW    255
        MOVWF    TRISB+0
;MyProject-practica1.c,17 ::      CMCON = 7;
        MOVLW    7
        MOVWF    CMCON+0
;MyProject-practica1.c,18 ::      INTCON2.RBPU = 0;
        BCF     INTCON2+0, 7
;MyProject-practica1.c,20 ::      ADC_Init();
        CALL    _ADC_Init+0, 0
;MyProject-practica1.c,22 ::      RCON.IPEN = 1;
        BSF     RCON+0, 7
;MyProject-practica1.c,23 ::      INTCON = 0b11100000;
        MOVLW    224
        MOVWF    INTCON+0
;MyProject-practica1.c,24 ::      INTCON2.TMR0IP = 0;
        BCF     INTCON2+0, 2
;MyProject-practica1.c,25 ::      PIE1.ADIE = 1;
        BSF     PIE1+0, 6

```

```

;MyProject-practica1.c,26 ::      IPR1.ADIP = 0;
        BCF    IPR1+0, 6
;MyProject-practica1.c,27 ::      INTCON3.INT1IE = 1;
        BSF    INTCON3+0, 3
;MyProject-practica1.c,28 ::      INTCON3.INT1IP = 1;
        BSF    INTCON3+0, 6
;MyProject-practica1.c,30 ::      T0CON = 0b01001000;
        MOVLW  72
        MOVWF  T0CON+0
;MyProject-practica1.c,32 ::      UART1_Init(19200);
        BSF    BAUDCON+0, 3, 0
        CLRF   SPBRGH+0
        MOVLW  207
        MOVWF  SPBRG+0
        BSF    TXSTA+0, 2, 0
        CALL   _UART1_Init+0, 0
;MyProject-practica1.c,33 ::      delay_ms(100);
        MOVLW  3
        MOVWF  R11, 0
        MOVLW  8
        MOVWF  R12, 0
        MOVLW  119
        MOVWF  R13, 0
L_initiation0:
        DECFSZ R13, 1, 1
        BRA    L_initiation0
        DECFSZ R12, 1, 1
        BRA    L_initiation0
        DECFSZ R11, 1, 1
        BRA    L_initiation0
;MyProject-practica1.c,35 ::      T0CON.TMR0ON = 1;
        BSF    T0CON+0, 7
;MyProject-practica1.c,36 ::      ADCON0.ADON = 1;
        BSF    ADCON0+0, 0
;MyProject-practica1.c,37 ::      }
L_end_initiation:
        RETURN 0

```

```
; end of _initiation
```

```
_change_channel:
```

```
;MyProject-practica1.c,39 ::      void change_channel()
;MyProject-practica1.c,41 ::      switch (channels_to_tx)
        GOTO      L_change_channel1
;MyProject-practica1.c,43 ::      case 0:
L_change_channel3:
;MyProject-practica1.c,45 ::      ind_channel++;
        INFSNZ   _ind_channel+0, 1
        INCF     _ind_channel+1, 1
;MyProject-practica1.c,46 ::      if (ind_channel > 1)
        MOVLW   128
        MOVWF   R0
        MOVLW   128
        XORWF   _ind_channel+1, 0
        SUBWF   R0, 0
        BTFSS   STATUS+0, 2
        GOTO    L__change_channel30
        MOVF    _ind_channel+0, 0
        SUBLW   1
L__change_channel30:
        BTFSC   STATUS+0, 0
        GOTO    L_change_channel4
;MyProject-practica1.c,47 ::      ind_channel = 0;
        CLRFB   _ind_channel+0
        CLRFB   _ind_channel+1
L_change_channel4:
;MyProject-practica1.c,49 ::      break;
        GOTO    L_change_channel2
;MyProject-practica1.c,50 ::      case 1:
L_change_channel5:
;MyProject-practica1.c,52 ::      ind_channel++;
        INFSNZ   _ind_channel+0, 1
        INCF     _ind_channel+1, 1
;MyProject-practica1.c,53 ::      if (ind_channel > 3)
```

```

MOVLW    128
MOVWF    R0
MOVLW    128
XORWF    _ind_channel+1, 0
SUBWF    R0, 0
BTFSS    STATUS+0, 2
GOTO     L__change_channel31
MOVF     _ind_channel+0, 0
SUBLW    3

```

L\_\_change\_channel31:

```

BTFSC    STATUS+0, 0
GOTO     L_change_channel6

```

```
;MyProject-practica1.c,54 ::      ind_channel = 2;
```

```

MOVLW    2
MOVWF    _ind_channel+0
MOVLW    0
MOVWF    _ind_channel+1

```

L\_change\_channel6:

```
;MyProject-practica1.c,56 ::      break;
```

```
GOTO     L_change_channel2
```

```
;MyProject-practica1.c,57 ::      case 2:
```

L\_change\_channel7:

```
;MyProject-practica1.c,59 ::      ind_channel++;
```

```

INFSNZ   _ind_channel+0, 1
INCF     _ind_channel+1, 1

```

```
;MyProject-practica1.c,60 ::      if (ind_channel > 5)
```

```

MOVLW    128
MOVWF    R0
MOVLW    128
XORWF    _ind_channel+1, 0
SUBWF    R0, 0
BTFSS    STATUS+0, 2
GOTO     L__change_channel32
MOVF     _ind_channel+0, 0
SUBLW    5

```

L\_\_change\_channel32:

```
BTFSC    STATUS+0, 0
```

```
        GOTO    L_change_channel8
;MyProject-practica1.c,61 ::      ind_channel = 4;
        MOVLW   4
        MOVWF   _ind_channel+0
        MOVLW   0
        MOVWF   _ind_channel+1
L_change_channel8:
;MyProject-practica1.c,63 ::      break;
        GOTO    L_change_channel2
;MyProject-practica1.c,64 ::      }
L_change_channel1:
        MOVLW   0
        XORWF   _channels_to_tx+1, 0
        BTFSS   STATUS+0, 2
        GOTO    L__change_channel33
        MOVLW   0
        XORWF   _channels_to_tx+0, 0
L__change_channel33:
        BTFSC   STATUS+0, 2
        GOTO    L_change_channel3
        MOVLW   0
        XORWF   _channels_to_tx+1, 0
        BTFSS   STATUS+0, 2
        GOTO    L__change_channel34
        MOVLW   1
        XORWF   _channels_to_tx+0, 0
L__change_channel34:
        BTFSC   STATUS+0, 2
        GOTO    L_change_channel5
        MOVLW   0
        XORWF   _channels_to_tx+1, 0
        BTFSS   STATUS+0, 2
        GOTO    L__change_channel35
        MOVLW   2
        XORWF   _channels_to_tx+0, 0
L__change_channel35:
        BTFSC   STATUS+0, 2
```

```

        GOTO    L_change_channel7
L_change_channel2:
;MyProject-practica1.c,65 ::      }
L_end_change_channel:
        RETURN  0
; end of _change_channel

_selec_channels:

;MyProject-practica1.c,67 ::      void selec_channels()
;MyProject-practica1.c,69 ::      channels_to_tx++;
        INFSNZ  _channels_to_tx+0, 1
        INCF   _channels_to_tx+1, 1
;MyProject-practica1.c,70 ::      if(channels_to_tx > 2)
        MOVLW  128
        MOVWF  R0
        MOVLW  128
        XORWF  _channels_to_tx+1, 0
        SUBWF  R0, 0
        BTFSS  STATUS+0, 2
        GOTO   L__selec_channels37
        MOVF  _channels_to_tx+0, 0
        SUBLW  2
L__selec_channels37:
        BTFSC  STATUS+0, 0
        GOTO   L_selec_channels9
;MyProject-practica1.c,71 ::      channels_to_tx = 0;
        CLRF   _channels_to_tx+0
        CLRF   _channels_to_tx+1
L_selec_channels9:
;MyProject-practica1.c,72 ::      }
L_end_selec_channels:
        RETURN  0
; end of _selec_channels

_prub:

```

```

;MyProject-practica1.c,74 ::      void prub()
;MyProject-practica1.c,76 ::      if(PORTD.RD0 == 1)
        BTFSS    PORTD+0, 0
        GOTO     L_prub10
;MyProject-practica1.c,77 ::      PORTD.RD0 = 0;
        BCF      PORTD+0, 0
        GOTO     L_prub11
L_prub10:
;MyProject-practica1.c,79 ::      PORTD.RD0 = 1;
        BSF      PORTD+0, 0
L_prub11:
;MyProject-practica1.c,81 ::      }
L_end_prub:
        RETURN   0
; end of _prub

_interrupt_low:
        MOVWF    ___Low_saveWREG+0
        MOVF     STATUS+0, 0
        MOVWF    ___Low_saveSTATUS+0
        MOVF     BSR+0, 0
        MOVWF    ___Low_saveBSR+0

;MyProject-practica1.c,83 ::      void interrupt_low()
;MyProject-practica1.c,85 ::      if(INTCON.TMR0IF == 1)
        BTFSS    INTCON+0, 2
        GOTO     L_interrupt_low12
;MyProject-practica1.c,87 ::      ADCON0.GO = 1;
        BSF      ADCON0+0, 1
;MyProject-practica1.c,88 ::      INTCON.TMR0IF = 0;
        BCF      INTCON+0, 2
;MyProject-practica1.c,90 ::      }
L_interrupt_low12:
;MyProject-practica1.c,92 ::      if(PIR1.ADIF == 1)
        BTFSS    PIR1+0, 6
        GOTO     L_interrupt_low13
;MyProject-practica1.c,94 ::      change_channel();

```

```
        CALL    _change_channel+0, 0
;MyProject-practica1.c,95 ::      switch(ind_channel)
        GOTO    L_interrupt_low14
;MyProject-practica1.c,97 ::      case 0:
L_interrupt_low16:
;MyProject-practica1.c,98 ::      UART1_Write('!');
        MOVLW   33
        MOVWF   FARG_UART1_Write_data_+0
        CALL    _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,99 ::      break;
        GOTO    L_interrupt_low15
;MyProject-practica1.c,100 ::     case 1:
L_interrupt_low17:
;MyProject-practica1.c,101 ::     UART1_Write('@');
        MOVLW   64
        MOVWF   FARG_UART1_Write_data_+0
        CALL    _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,102 ::     break;
        GOTO    L_interrupt_low15
;MyProject-practica1.c,103 ::     case 2:
L_interrupt_low18:
;MyProject-practica1.c,104 ::     UART1_Write('#');
        MOVLW   35
        MOVWF   FARG_UART1_Write_data_+0
        CALL    _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,105 ::     break;
        GOTO    L_interrupt_low15
;MyProject-practica1.c,106 ::     case 3:
L_interrupt_low19:
;MyProject-practica1.c,107 ::     UART1_Write('$');
        MOVLW   36
        MOVWF   FARG_UART1_Write_data_+0
        CALL    _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,108 ::     break;
        GOTO    L_interrupt_low15
;MyProject-practica1.c,109 ::     case 4:
L_interrupt_low20:
```

```

;MyProject-practica1.c,110 ::          UART1_Write('%');
    MOVLW    37
    MOVWF    FARG_UART1_Write_data_+0
    CALL     _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,111 ::          break;
    GOTO     L_interrupt_low15
;MyProject-practica1.c,112 ::          case 5:
L_interrupt_low21:
;MyProject-practica1.c,113 ::          UART1_Write('^');
    MOVLW    94
    MOVWF    FARG_UART1_Write_data_+0
    CALL     _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,114 ::          break;
    GOTO     L_interrupt_low15
;MyProject-practica1.c,115 ::          }
L_interrupt_low14:
    MOVLW    0
    XORWF    _ind_channel+1, 0
    BTFSS    STATUS+0, 2
    GOTO     L__interrupt_low41
    MOVLW    0
    XORWF    _ind_channel+0, 0
L__interrupt_low41:
    BTFSC    STATUS+0, 2
    GOTO     L_interrupt_low16
    MOVLW    0
    XORWF    _ind_channel+1, 0
    BTFSS    STATUS+0, 2
    GOTO     L__interrupt_low42
    MOVLW    1
    XORWF    _ind_channel+0, 0
L__interrupt_low42:
    BTFSC    STATUS+0, 2
    GOTO     L_interrupt_low17
    MOVLW    0
    XORWF    _ind_channel+1, 0
    BTFSS    STATUS+0, 2

```

```

GOTO    L__interrupt_low43
MOVLW   2
XORWF   _ind_channel+0, 0

```

L\_\_interrupt\_low43:

```

BTFSC   STATUS+0, 2
GOTO    L_interrupt_low18
MOVLW   0
XORWF   _ind_channel+1, 0
BTFSS   STATUS+0, 2
GOTO    L__interrupt_low44
MOVLW   3
XORWF   _ind_channel+0, 0

```

L\_\_interrupt\_low44:

```

BTFSC   STATUS+0, 2
GOTO    L_interrupt_low19
MOVLW   0
XORWF   _ind_channel+1, 0
BTFSS   STATUS+0, 2
GOTO    L__interrupt_low45
MOVLW   4
XORWF   _ind_channel+0, 0

```

L\_\_interrupt\_low45:

```

BTFSC   STATUS+0, 2
GOTO    L_interrupt_low20
MOVLW   0
XORWF   _ind_channel+1, 0
BTFSS   STATUS+0, 2
GOTO    L__interrupt_low46
MOVLW   5
XORWF   _ind_channel+0, 0

```

L\_\_interrupt\_low46:

```

BTFSC   STATUS+0, 2
GOTO    L_interrupt_low21

```

L\_interrupt\_low15:

```

;MyProject-practica1.c,117 ::          adc_value =
ADC_Get_Sample(ind_channel);
MOVF    _ind_channel+0, 0

```

```
MOVWF    FARG_ADC_Get_Sample_channel+0
CALL     _ADC_Get_Sample+0, 0
MOVF     R0, 0
MOVWF    _adc_value+0
MOVF     R1, 0
MOVWF    _adc_value+1
;MyProject-practica1.c,119 ::          data_3 = (adc_value >> 8) &
0b00000000000001111;
MOVWF    R1, 0
MOVWF    R2
CLRF     R3
MOVLW    15
ANDWF    R2, 0
MOVWF    R5
MOVF     R5, 0
MOVWF    _data_3+0
;MyProject-practica1.c,120 ::          data_2 = (adc_value >> 4) &
0b00000000000001111;
MOVWF    R0, 0
MOVWF    R2
MOVF     R1, 0
MOVWF    R3
RRCF     R3, 1
RRCF     R2, 1
BCF      R3, 7
RRCF     R3, 1
RRCF     R2, 1
BCF      R3, 7
RRCF     R3, 1
RRCF     R2, 1
BCF      R3, 7
RRCF     R3, 1
RRCF     R2, 1
BCF      R3, 7
RRCF     R3, 1
RRCF     R2, 1
BCF      R3, 7
MOVLW    15
ANDWF    R2, 0
MOVWF    _data_2+0
```

```
;MyProject-practica1.c,121 ::          data_1 = adc_value &
0b0000000000001111;
    MOVLW    15
    ANDWF   R0, 0
    MOVWF   _data_1+0
;MyProject-practica1.c,123 ::          UART1_Write(tbl_hex[data_3]);
    MOVLW   _tbl_hex+0
    MOVWF   FSR0
    MOVLW   hi_addr(_tbl_hex+0)
    MOVWF   FSR0H
    MOVF    R5, 0
    ADDWF   FSR0, 1
    BTFSC   STATUS+0, 0
    INCF    FSR0H, 1
    MOVF    POSTINC0+0, 0
    MOVWF   FARG_UART1_Write_data_+0
    CALL    _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,124 ::          UART1_Write(tbl_hex[data_2]);
    MOVLW   _tbl_hex+0
    MOVWF   FSR0
    MOVLW   hi_addr(_tbl_hex+0)
    MOVWF   FSR0H
    MOVF    _data_2+0, 0
    ADDWF   FSR0, 1
    BTFSC   STATUS+0, 0
    INCF    FSR0H, 1
    MOVF    POSTINC0+0, 0
    MOVWF   FARG_UART1_Write_data_+0
    CALL    _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,125 ::          UART1_Write(tbl_hex[data_1]);
    MOVLW   _tbl_hex+0
    MOVWF   FSR0
    MOVLW   hi_addr(_tbl_hex+0)
    MOVWF   FSR0H
    MOVF    _data_1+0, 0
    ADDWF   FSR0, 1
    BTFSC   STATUS+0, 0
```

```

        INCF    FSR0H, 1
        MOVF    POSTINC0+0, 0
        MOVWF   FARG_UART1_Write_data_+0
        CALL    _UART1_Write+0, 0
;MyProject-practica1.c,127 ::          PIR1.ADIF = 0;
        BCF    PIR1+0, 6
;MyProject-practica1.c,128 ::          }
L_interrupt_low13:
;MyProject-practica1.c,129 ::          }
L_end_interrupt_low:
L__interrupt_low40:
        MOVF    ___Low_saveBSR+0, 0
        MOVWF   BSR+0
        MOVF    ___Low_saveSTATUS+0, 0
        MOVWF   STATUS+0
        SWAPF   ___Low_saveWREG+0, 1
        SWAPF   ___Low_saveWREG+0, 0
        RETFIE  0
; end of _interrupt_low

_interrupt:

;MyProject-practica1.c,130 ::          void interrupt()
;MyProject-practica1.c,133 ::          if(INTCON3.INT1IF == 1)
        BTFSS  INTCON3+0, 0
        GOTO   L_interrupt22
;MyProject-practica1.c,135 ::          selec_channels();
        CALL    _selec_channels+0, 0
;MyProject-practica1.c,136 ::          INTCON3.INT1IF = 0;
        BCF    INTCON3+0, 0
;MyProject-practica1.c,137 ::          T0CON.TMR0ON = 1;
        BSF    T0CON+0, 7
;MyProject-practica1.c,138 ::          }
L_interrupt22:
;MyProject-practica1.c,139 ::          }
L_end_interrupt:
L__interrupt48:

```

```

        RETFIE    1
; end of _interrupt

_main:

;MyProject-practica1.c,140 ::          void main()
;MyProject-practica1.c,142 ::          initiation();
        CALL     _initiation+0, 0
;MyProject-practica1.c,143 ::          T0CON.TMR0ON = 0;
        BCF     T0CON+0, 7
;MyProject-practica1.c,144 ::          while(1)
L_main23:
;MyProject-practica1.c,147 ::          if(UART1_Data_Ready() == 1)
        CALL     _UART1_Data_Ready+0, 0
        MOVF    R0, 0
        XORLW   1
        BTFSS   STATUS+0, 2
        GOTO    L_main25
;MyProject-practica1.c,149 ::          T0CON.TMR0ON = 0;
        BCF     T0CON+0, 7
;MyProject-practica1.c,150 ::          delay_ms(100);
        MOVLW   3
        MOVWF   R11, 0
        MOVLW   8
        MOVWF   R12, 0
        MOVLW   119
        MOVWF   R13, 0
L_main26:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA     L_main26
        DECFSZ  R12, 1, 1
        BRA     L_main26
        DECFSZ  R11, 1, 1
        BRA     L_main26
;MyProject-practica1.c,152 ::          prub();
        CALL     _prub+0, 0
;MyProject-practica1.c,153 ::          selec_channels();

```

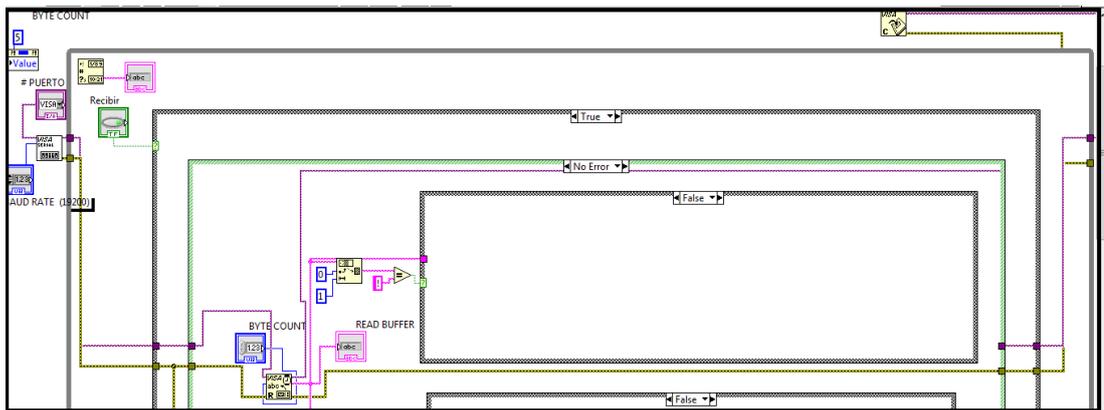
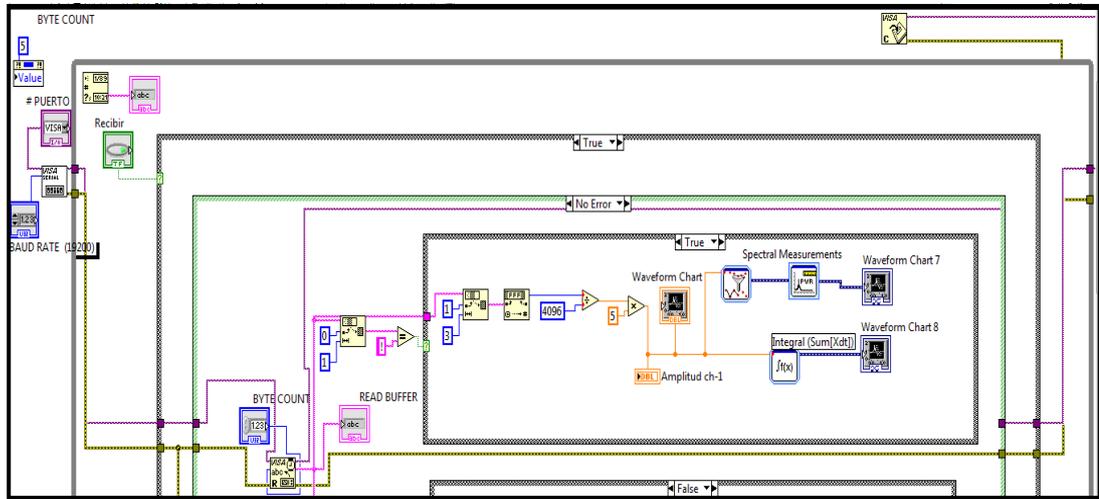
```

        CALL    _selec_channels+0, 0
;MyProject-practica1.c,154 ::          data_rc = UART1_Read();
        CALL    _UART1_Read+0, 0
        MOVF    R0, 0
        MOVWF   _data_rc+0
;MyProject-practica1.c,156 ::          delay_ms(100);
        MOVLW   3
        MOVWF   R11, 0
        MOVLW   8
        MOVWF   R12, 0
        MOVLW   119
        MOVWF   R13, 0
L_main27:
        DECFSZ  R13, 1, 1
        BRA     L_main27
        DECFSZ  R12, 1, 1
        BRA     L_main27
        DECFSZ  R11, 1, 1
        BRA     L_main27
;MyProject-practica1.c,157 ::          T0CON.TMR0ON = 1;
        BSF     T0CON+0, 7
;MyProject-practica1.c,158 ::          }
L_main25:
;MyProject-practica1.c,159 ::          }
        GOTO    L_main23
;MyProject-practica1.c,160 ::          }
L_end_main:
        GOTO    $+0
; end of _main

```

### Anexo 7

Software en LabView para Recepción y procesamiento de señales, las graficas son para 1 canal, el mismo procedimiento es para los 6 canales.

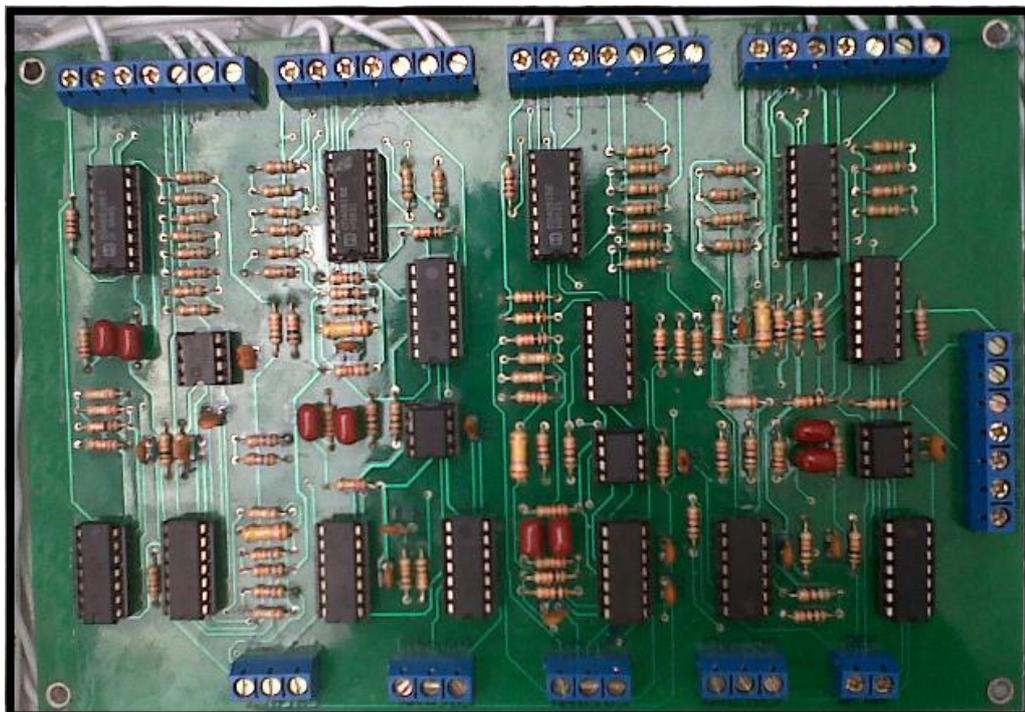


**Anexo 8**



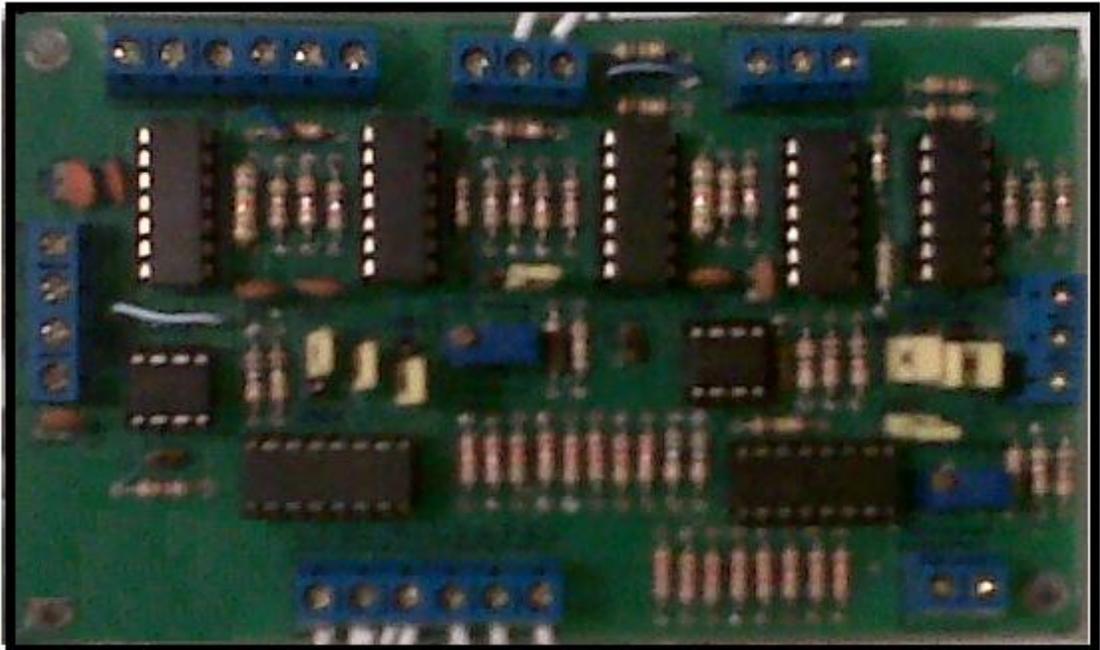
Fotografía 1: Placa construida de la fuente de alimentación.

**Anexo 9**



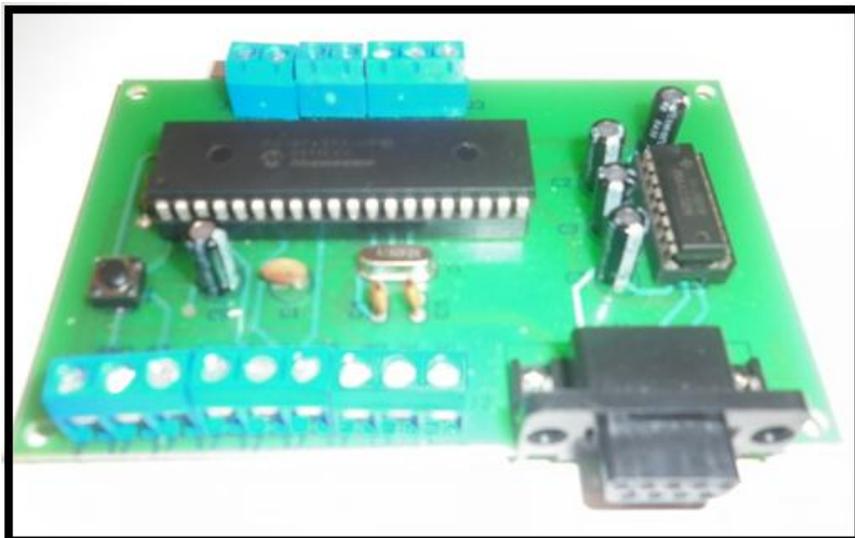
Fotografía 2: Placa construida de procesamiento de 4 canales Electromiograficos.

**Anexo 10**



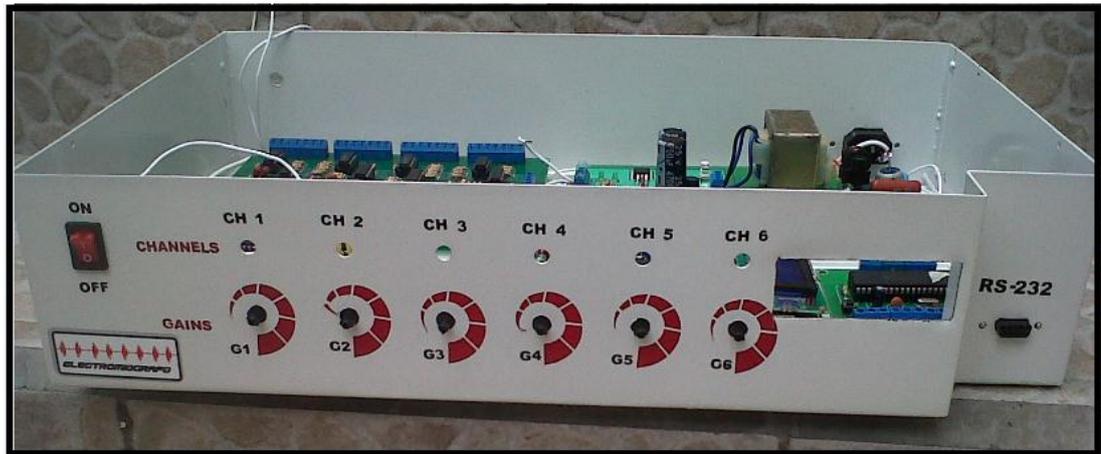
Fotografía 3: Placa construida de 2 canales de procesamiento de señales electromiográficos.

**Anexo 11**



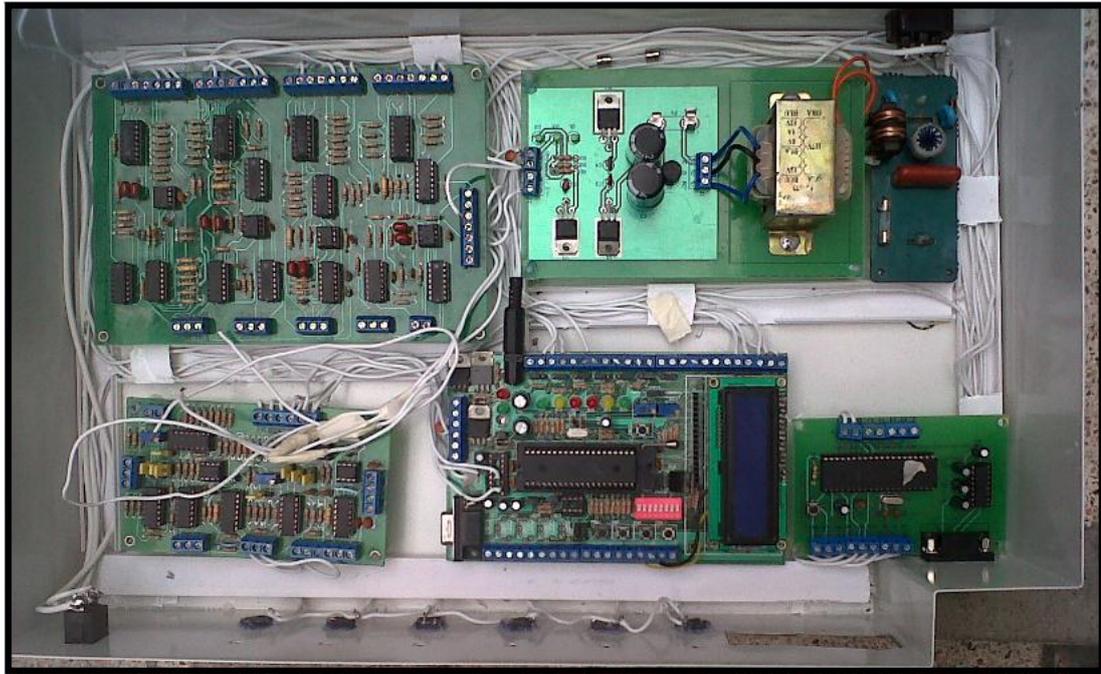
Fotografía 4: Placa construida para la transmisión de los canales hacia la PC.

Anexo 12



Fotografía 5: Chasis del equipo en construcción.

Anexo 13



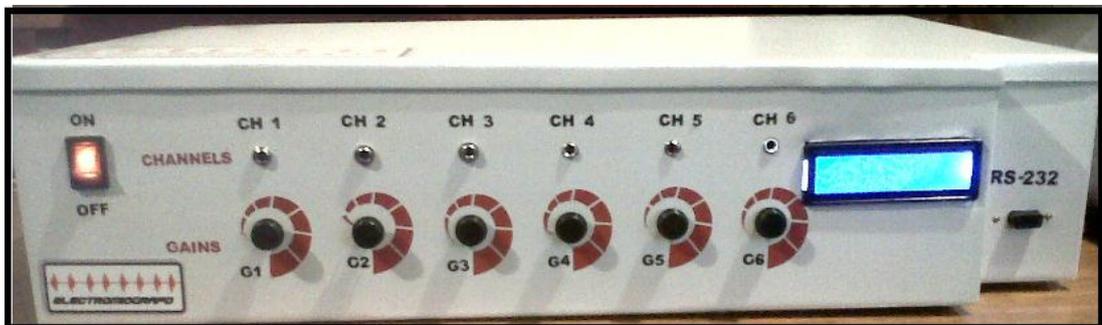
Fotografía 6: Equipo en proceso de construcción y cableado interno.

### Anexo 14



Fotografía 7: Pruebas durante el armado del equipo

### Anexo 15



Fotografía 8: Vista exterior del equipo Electromiográfico.