

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



PONTIFICIA  
**UNIVERSIDAD**  
**CATÓLICA**  
DEL PERÚ

DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA EVALUACION DE LA  
ACTIVIDAD MUSCULAR MEDIANTE ELECTRODOS DE  
SUPERFICIE

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

**Fernando Córdova Ricapa**

ASESOR: Eduardo Toledo Ponce

**Lima, Febrero del 2013**

## RESUMEN

En la actualidad, en el Perú, no existe una gran difusión acerca de la electromiografía ni a todos los posibles usos que se le puede dar a esta ciencia. La electromiografía es usada clínicamente en el diagnóstico de enfermedades neuromusculares, tales como falta de fuerza, retraso en el desarrollo motor, trastorno de lenguaje, alteraciones ortopédicas, entre otras. Por otro lado es usada en el análisis biomecánico de deportistas, para mejorar su rendimiento deportivo, o en la rehabilitación para personas con cierto tipo de lesiones.

El presente trabajo tiene como objetivo desarrollar un sistema que sea capaz de adquirir las señales electromiográficas que se generan durante la actividad muscular mediante el uso de electrodos de superficie.

El sistema desarrollado tiene la capacidad de adquirir señales EMG de las extremidades superiores (bíceps, tríceps, flexor del antebrazo) e inferiores (gemelos). Este sistema cuenta con una etapa de adquisición de las señales bioeléctricas, una etapa de acondicionamiento de las señales y finalmente, una etapa de digitalización y comunicación con la PC, en donde se visualizarán las señales obtenidas en una escala temporal a través de una interfaz desarrollada.

De las pruebas realizadas al sistema, se hizo posible notar una diferencia en el comportamiento de la señal EMG debido a parámetros como el tipo de contracción, tipo de músculo, peso con el que se realiza el ejercicio y el individuo al cual se le practican los ensayos.

**INDICE**

INTRODUCCION..... 1

CAPÍTULO 1. SITUACIÓN ACTUAL DEL USO DE LA ELECTROMIOGRAFÍA Y DESARROLLO DEL MARCO PROBLEMÁTICO

1.1 Problemática ..... 5

1.2 Justificación ..... 6

1.3 Objetivos ..... 6

    1.3.1 Objetivo General ..... 6

    1.3.2 Objetivos Específicos ..... 7

1.4 Alcances ..... 7

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO Y METODOLOGÍAS USADAS PARA LA ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

2.1 Marco teórico ..... 8

    2.1.1 Músculos ..... 8

    2.1.2 Electroodos ..... 14

    2.1.3 La señal electromiográfica ..... 20

2.2 Metodologías y/o procedimientos ..... 23

    2.2.1. Electromiógrafo digital de ocho canales: ..... 23

    2.2.2 Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas ..... 24

CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL EQUIPO

3.1 Diagrama de bloques del dispositivo ..... 27

3.2 Diseño y desarrollo de los bloques ..... 28

    3.2.1 Alimentación ..... 28

    3.2.2 Etapa de adquisición de la señal ..... 31

    3.2.3 Etapa de acondicionamiento ..... 32

    3.2.4 Etapa de digitalización y comunicación con la PC ..... 44

    3.2.5 Desarrollo del software para la visualización ..... 52

CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Pruebas de los bloques independientes ..... 54

    4.1.1 Prueba de la etapa de alimentación ..... 54

3

4.1.2	Prueba de la etapa de acondicionamiento.....	55
4.1.3	Prueba de la etapa de digitalización, comunicación y software .....	58
4.2	Pruebas del sistema.....	61
4.2.1	Pruebas por tipo de músculo .....	61
4.2.2	Pruebas de los canales .....	62
4.2.3	Pruebas por tipo de contracción .....	65
	CONCLUSIONES.....	76
	RECOMENDACIONES.....	77
	BIBLIOGRAFÍA	



## INTRODUCCION

El estudio y registro de la actividad eléctrica se remonta a mediados del siglo XVII, con el descubrimiento de un músculo especializado capaz de generar electricidad en el pez raya, por parte del científico italiano Francesco Redi. En 1786, Luigi Galvani tras realizar experimentos en una maquina electrostática y llegó a la conclusión de que existía electricidad en la musculatura de todos los seres vivos. Unos años después Galvani demostró que la electricidad podía generar contracciones musculares, en una de sus publicaciones titulada “De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius”. Luego de unas décadas, Dubois – Raymond descubrió que también se podía llevar un registro de la actividad eléctrica al momento de realizar una contracción muscular. En 1890 se realizó el primer registro de actividad eléctrica, hecho por Marey, el mismo que introdujo el término de electromiografía [1].

Años después se comenzaron a usar osciloscopios para mostrar las señales eléctricas generadas por la actividad muscular, luego se dio paso al uso de electrodos mejorados y más especializados. La mejora para la adquisición y visualización de señales eléctricas siguió en los siguientes años y fue hasta mediados de 1980, que las técnicas de integración en los electrodos avanzaron lo necesario y alcanzaron el suficiente nivel tecnológico para la producción de instrumentación de bajo costo y de reducido tamaño de amplificadores que permitían el avance en algunos campos de la medicina [10].

A lo largo de los años, la electromiografía se ha venido utilizando para el registro de la actividad eléctrica en músculos superficiales en protocolos clínicos.

En la actualidad, en el ámbito mundial, existen muchas aplicaciones en el uso de la electromiografía, por ejemplo, se usa clínicamente para detectar algunas enfermedades neuronales y neuromusculares. Cuando existen patologías neuromusculares se muestran cambios en el análisis de la señal electromiográfica. A partir de la señal obtenida mediante los electrodos, se puede observar una señal eléctrica anómala, la cual es indicador de que existe una patología, pudiéndose realizar también un análisis cuantitativo. El objetivo de la electromiografía es poder analizar los PUM (Potenciales de Unidad Motora) y así poder contribuir en el diagnóstico y el seguimiento de trastornos neuromusculares [2].

Dentro de los problemas neuronales y neuromusculares se puede encontrar una gran variedad de enfermedades en las que se puede usar la electromiografía como método de estudio, como por ejemplo:

- a) Hipotonía: enfermedad que se caracteriza por la disminución del tono muscular y se da generalmente en recién nacidos [3].
- b) Retraso del desarrollo motor
- c) Alteración de la marcha
- d) Falta de fuerza
- e) Fatigabilidad
- f) Alteraciones ortopédicas, por ejemplo, pie bot, pie de cavo, escoliosis.
- g) Artrogriposis, enfermedad que se caracteriza por presentar articulaciones o coyunturas curvas o en forma de gancho y un alcance de movimiento limitado en las articulaciones de las manos, muñecas, rodillas, pies, hombros y caderas [4].
- h) Trastorno del lenguaje
- i) Trastorno de deglución
- j) Trastorno respiratorio
- k) Mialgias, calambres y/o intolerancia al ejercicio
- l) Rabdomiolisis, es un síndrome causado por afecciones que dañan al músculo esquelético liberando en la sangre un pigmento proteico que contiene hierro llamado mioglobina, el cual puede producir graves daños renales [5].
- m) Desordenes del control motor, entre otras enfermedades.

La electromiografía también puede ser usada en otras aplicaciones, por ejemplo, la electromiografía de superficie permite estudiar la actividad muscular en actividades dinámicas, siendo aplicable al análisis biomecánico, análisis de la marcha, estudios de fatiga muscular, rendimiento deportivo y por otro lado también se puede usar en rehabilitación y en el control y mantenimiento de prótesis mioeléctricas.

En el caso del análisis biomecánico, este incluye un estudio cinemático y un estudio cinético, para lo cual se usan una serie de cámaras, marcadores de posición y dispositivos que integran medidores de fuerza. Donde, con la ayuda de la electromiografía se puede obtener un registro de la actividad muscular y al realizarla de manera sincronizada con un estudio cinemático, se pueden contrastar ambos tipos de datos y de esta manera conocer el tiempo de activación del músculo, su inicio y su final, en relación a la posición articular; y el grado de actividad muscular, que refleja el nivel de esfuerzo muscular, el cual no debe confundirse con el nivel de fuerza muscular [2].

En la biomecánica, la electromiografía también ayuda en el análisis de una determinada acción, por ejemplo, facilita tareas como definir la participación de los músculos en un determinado gesto o poder observar la activación muscular de un determinado segmento debido a la motivación de otro segmento muscular [2].

En el caso del análisis de la marcha, éste es un tipo específico de análisis de movimiento, donde se realizan estudios con el objetivo de rehabilitar algunas funciones motoras que hayan sido dañadas por afecciones neurológicas. La electromiografía brinda datos acerca de los tiempos de activación de los músculos y la coordinación intermuscular. Estos parámetros son importantes en la identificación de patologías con trastornos del movimiento y trastornos de origen neurológico que afectan a la marcha [2].

Los estudios de la marcha pueden ser aplicados a cualquier tipo de personas, pueden ser usados para analizar la marcha de los deportistas y así cuantificar el desempeño y esfuerzo de sus músculos, o también puede ser usado en el análisis de la marcha de personas de mayor edad para hacer un seguimiento de su actividad muscular y poder observar si ésta es constante o disminuye con el paso del tiempo.

El estudio de la fatiga muscular es muy importante en áreas como medicina del deporte, medicina laboral y en ergonomía. Se manifiesta como una reducción en la capacidad de mantener un mismo nivel de fuerza en una contracción sostenida o como la incapacidad de poder ejercer un nivel de fuerza inicial en contracciones intermitentes, y además presenta cambios en la actividad eléctrica muscular, lo que produce un cambio observable en la señal electromiográfica censada [2,6]. De esta manera se puede establecer si se presenta o no un proceso de fatiga, observar cómo va evolucionando en el tiempo y analizar su comportamiento frente a diferentes situaciones.

La electromiografía también se puede utilizar en el deporte, como es el caso de su aplicación en la evaluación del rendimiento deportivo. Para realizar una acción de manera eficaz, se debe utilizar de manera correcta el trabajo muscular con el fin de economizar el esfuerzo y prevenir lesiones. Durante el proceso de entrenamiento de un deportista se puede hacer un seguimiento y determinar ciertos aspectos a mejorar. A partir del análisis de las frecuencias de las señales electromiográficas que se obtienen, se puede mejorar la ejecución de una tarea, en términos de activación muscular y/o en términos de fatiga muscular. En los últimos años, la electromiografía también se está usando en el campo del deporte en aplicaciones como la valoración del tipo de fibras y en la caracterización muscular [2].

Por otro lado, la electromiografía se usa también en procesos de rehabilitación y en el control de prótesis mioeléctricas. En lo que se refiere a los procesos de rehabilitación, la electromiografía brinda datos de importancia en relación con el diagnóstico y evolución de las lesiones. Se usa esencialmente para llevar un registro de la actividad muscular durante la rehabilitación, de esta manera se puede saber cómo van evolucionando las lesiones y de acuerdo a cómo va la evolución se puede optar por seguir usando el mismo tratamiento de rehabilitación o cambiar de tratamiento para obtener una mejor evolución de la lesión.

En lo que se refiere al control de prótesis mioeléctricas [7], las señales electromiográficas superficiales (EMGS) son fuente de información apropiada para el control de dichos dispositivos. Una prótesis mioeléctrica es un sistema accionado por servomotores, los cuales son manejados a partir de señales electromiográficas recogidas de la parte del cuerpo en donde se coloca la prótesis, mediante el uso de electrodos. Las razones para usar señales electromiográficas obedece a diferentes aspectos, como por ejemplo la facilidad para recolectar las muestras, el respeto por la integridad de la persona que usa la prótesis y la fácil remoción para efectos de calibración y mantenimiento.

Como se ha podido observar, la electromiografía tiene una gran variedad de aplicaciones, de las cuales solo se han mencionado algunas. Con el paso de los años, la electromiografía también se ha desarrollado en los países sudamericanos, donde se han realizado estudios referidos al análisis de la actividad muscular de diferentes músculos mediante el uso de electromiógrafos.

Por ejemplo, en Colombia se han realizado estudios referidos al análisis de las señales electromiográficas para el control de una prótesis de mano [7], influencia de fatiga muscular en las señales electromiográficas [6]. En Argentina existen centros neurológicos en donde se usa la electromiografía en el desarrollo de estudios de fibra única [8], el cual es el método electrofisiológico más sensible para la detección de defectos en la transmisión neuromuscular, tales como la miastenia gravis, el botulismo, entre otros.

En Perú, se usa la electromiografía en algunas clínicas e institutos neurológicos para uso clínico, por ejemplo en la especialidad de neurofisiología, con el fin de estudiar el funcionamiento de los nervios y músculos del paciente.

En el presente estudio se centrará en el desarrollo, las aplicaciones y las repercusiones de un electromiógrafo en el contexto nacional.

## CAPÍTULO 1: SITUACIÓN ACTUAL DEL USO DE LA ELECTROMIOGRAFÍA Y DESARROLLO DEL MARCO PROBLEMÁTICO

### 1.1 Problemática

En la actualidad, en el Perú, existe gran cantidad de posibilidades aplicativas para la electromiografía, por ejemplo, en el diagnóstico de enfermedades neuronales y neuromusculares, tales como falta de fuerza, retraso en el desarrollo motor, trastorno de lenguaje, alteraciones ortopédicas, entre otras; también se pueden usar en el análisis biomecánico de deportistas, para mejorar su rendimiento deportivo, o en la rehabilitación para personas con cierto tipo de lesiones.

Sin embargo, la cantidad de equipos electromiográficos que hay en nuestro país no es capaz de cubrir con todas las necesidades de las personas. Sólo algunas clínicas, hospitales o institutos médicos cuentan con equipos electromiográficos, mientras que otra parte no cuenta con estos equipos, imposibilitando la evaluación de la actividad muscular en pacientes y el diagnóstico de algunas enfermedades neuromusculares.

Por otro lado, el uso de los equipos electromiográficos con que se cuenta es limitado, ya que si bien son usados para el estudio de la actividad muscular, estos no son aprovechados al máximo, dado que no se usan para el diagnóstico de todas las enfermedades neuromusculares o neurológicas que se podrían estudiar. Además, en nuestro país, el estudio de las señales electromiográficas no es aplicado en todos los campos en que se usa la electromiografía actualmente a nivel mundial.

Una de las razones por la cual el uso de electromiógrafos no está muy difundido en nuestro país, es el hecho de que la adquisición de uno de estos productos conlleva un costo muy elevado, dado que estos se traen del extranjero, y esto a su vez implica costos de importación y tasas.

Esto genera también, pocas posibilidades para los estudiantes de medicina para que se especialicen en el estudio de las señales electromiográficas y de esta manera se tenga un mayor conocimiento de todos los usos y aplicaciones que se le pueden dar al análisis de la actividad muscular y al estudio de las señales electromiográficas.

Otro punto importante relacionado al uso de la electromiografía en nuestro país, es que la mayoría de los equipos, se encuentran en la capital de nuestro país, lo que conlleva a que las personas que viven en las demás provincias no cuenten con una herramienta tecnológica que ayude en el diagnóstico de enfermedades neurológicas o neuromusculares;

y en caso se tengan que realizar un análisis electromiográfico, deberían viajar a la capital, lo cual ocasionaría ciertos contratiempos y a la vez gastos extras por parte del paciente.

## 1.2 Justificación

Actualmente, el uso de la electromiografía en nuestro país es limitado, y lo que se pretende, es que se tenga un mayor conocimiento acerca de estos equipos y sus aplicaciones.

Una de las principales causas de nuestro problema es la insuficiencia de equipos electromiográficos con que se cuenta actualmente en clínicas, hospitales, institutos médicos, etc., tanto en Lima y más aún en las demás provincias de nuestro país.

Es posible resolver este problema, ya que al ser una de las principales causas la cantidad de equipos con que se cuenta, si se tuviesen mayores posibilidades para la adquisición de electromiógrafos, esto conllevaría una mayor difusión del uso de la electromiografía y un mayor estudio de las señales electromiográficas.

De esta manera, se podrían contar con electromiógrafos en hospitales y clínicas tanto de Lima como de provincia y de esta manera las personas contarían con una herramienta tecnológica fiable para el diagnóstico de enfermedades neurológicas.

Por otro lado, con mayores posibilidades de acceso a equipos electromiográficos, los estudiantes de medicina podrían adquirir un mayor conocimiento de las aplicaciones de la electromiografía, y a la vez también se podrían realizar estudios de la señal electromiográfica y aplicarlos por ejemplo, para el control de prótesis mioeléctricas en personas con discapacidad.

Por esta razón, la presente tesis tiene como objetivo el desarrollo de un equipo electromiográfico experimental, que sea capaz de adquirir de forma eficaz las señales biológicas que se generan en la actividad muscular, y además, se busca que el equipo cumpla con los requisitos técnico-económicos.

## 1.3 Objetivos

### 1.3.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

- a) Seleccionar los electrodos de superficie a utilizar para obtener mejores resultados en la visualización de las señales eléctricas.
- b) Analizar e interpretar las señales eléctricas obtenidas de los distintos músculos a estudiar.
- c) Diseñar el circuito de acondicionamiento de la señal electromiográfica.
- d) Diseñar el circuito de alimentación.
- e) Diseñar la interfaz PC eficaz para la visualización de los datos obtenidos en una escala temporal.

### 1.4 Alcances

La presente tesis tiene los siguientes alcances:

- Se utilizarán electrodos de superficie y no electrodos de aguja o invasivos.
- El equipo contará con 6 canales.
- Las señales electromiográficas obtenidas serán visualizadas en una escala temporal, para lo cual se diseñará una interfaz PC amigable.
- Las señales obtenidas de los canales serán visualizadas de manera simultánea.
- La alimentación del equipo será mediante la conexión a la red eléctrica, a 220V.
- El equipo estará orientado como una herramienta para el estudio de las señales electromiográficas generadas en las extremidades.
- Las pruebas que se realicen en la tesis, serán aplicadas a personas afines al desarrollo de la misma, por lo que no incluirá pruebas clínicas realizadas en algún centro médico.
- El equipo será portátil, es decir, será ligero, maniobrable y sus dimensiones serán pequeñas, sin embargo, para la visualización de las señales obtenidas se tendrá que contar con una PC.

## CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO Y METODOLOGÍAS USADAS PARA LA ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

### 2.1 Marco teórico

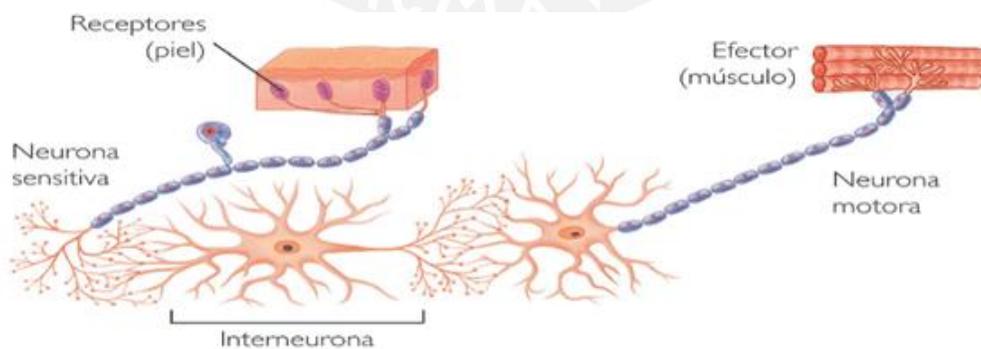
#### 2.1.1 Músculos

La electromiografía (EMG) es el estudio de los potenciales eléctricos generados por los músculos durante el movimiento o la contracción. Es una de las principales técnicas para adquirir información del cuerpo [14].

En el cuerpo humano existe una gran cantidad de músculos, aproximadamente 650, los cuales hacen posible el movimiento del cuerpo por medio de la contracción. En el cuerpo humano se pueden encontrar dos tipos de músculos: el músculo liso y el músculo esquelético.

Los músculos lisos o involuntarios están presentes en el aparato reproductor, excretor, en los vasos sanguíneos y en otros órganos internos. Estos músculos se contraen a causa de un estímulo mediado por el sistema nervioso autónomo [12].

En el caso del músculo esquelético o también conocido como músculo voluntario la contracción se produce como respuesta a cambios ambientales a causa de la mediación del sistema nervioso central. En la siguiente figura se puede apreciar como un estímulo en la superficie de la piel se transmite por medio de una fibra nerviosa al sistema nervioso central, y luego una célula nerviosa motora envía un estímulo a través de sus fibras para generar la contracción del músculo [12].



*Figura 2.1: Acto reflejo*

Fuente: [http://www.kalipedia.com/ecologia/tema/graficos-arco-reflejo.html?x1=20070417klpcnavid\\_112.Ees&x=20070417klpcnavid\\_105.Kes&x2=W-276](http://www.kalipedia.com/ecologia/tema/graficos-arco-reflejo.html?x1=20070417klpcnavid_112.Ees&x=20070417klpcnavid_105.Kes&x2=W-276)

A este proceso se le conoce como acto reflejo, en cual se asegura una respuesta inmediata realizando una acción protectora.

### 2.1.1.1 Potencial de acción

Las acciones que son realizadas por el cuerpo humano son realizadas por medio de impulsos eléctricos, los cuales son resultado de la acción electroquímica de cierto tipo de células, las cuales generan la diferencia de potencial mediante partículas ionizadas como potasio o calcio, así como la despolarización de sus membranas celulares. La mayoría de estos intercambios de potenciales son realizados en el cerebro, el cual envía impulsos eléctricos, los cuales son transportados a otra parte del cuerpo a través de los nervios. La unidad básica del sistema nervioso es la neurona, la cual es una célula especializada que cumple la función de recibir y transmitir impulsos eléctricos denominados potenciales de acción. Estas descargas eléctricas viajan a través de la membrana celular y es el principal medio de comunicación entre el tejido y las células del cuerpo humano [14].

Un potencial de acción comienza con un cambio desde el potencial de membrana negativo en reposo normal hasta un potencial positivo y después termina con un cambio rápido de nuevo al potencial negativo. Para conducir una señal nerviosa el potencial de acción se desplaza a lo largo de la fibra nerviosa hasta que llegue al extremo. En la figura 2.2 se puede observar los cambios sucesivos del potencial de membrana durante un pequeñísimo periodo de tiempo, ilustrando el inicio explosivo del potencial de acción y la recuperación que es igual de rápida [13].

Las fases sucesivas del potencial de acción son tres: fase de reposo, fase de despolarización y la fase de repolarización.

Fase de reposo: es el potencial de membrana en reposo antes del comienzo del potencial de acción. Se dice que la membrana está “polarizada” durante esta fase debido al potencial de membrana negativo de  $-70$  mV que está presente [13].

Fase de despolarización: en este momento la membrana se hace súbitamente permeable a los iones de sodio, lo que permite que un número muy grande de iones sodio con carga positiva difunda hacia el interior del axón. El estado “polarizado” se neutraliza por la entrada de iones positivos y el potencial aumenta rápidamente en dirección positiva. Esto se

denomina despolarización. En las fibras nerviosas grandes el potencial de membrana se “sobre excita” más allá del nivel cero y se vuelve positivo. En otras fibras nerviosas más pequeñas el potencial simplemente se acerca a cero y no hay “sobre excitación” hacia el estado positivo [13].

Fase de repolarización: los canales de sodio comienzan a cerrarse y los canales de potasio se abren más de lo normal. De esta manera, la rápida difusión de los iones de potasio hacia el exterior se restablece el potencial de membrana en reposo negativo normal. Esto se denomina repolarización de la membrana [13].

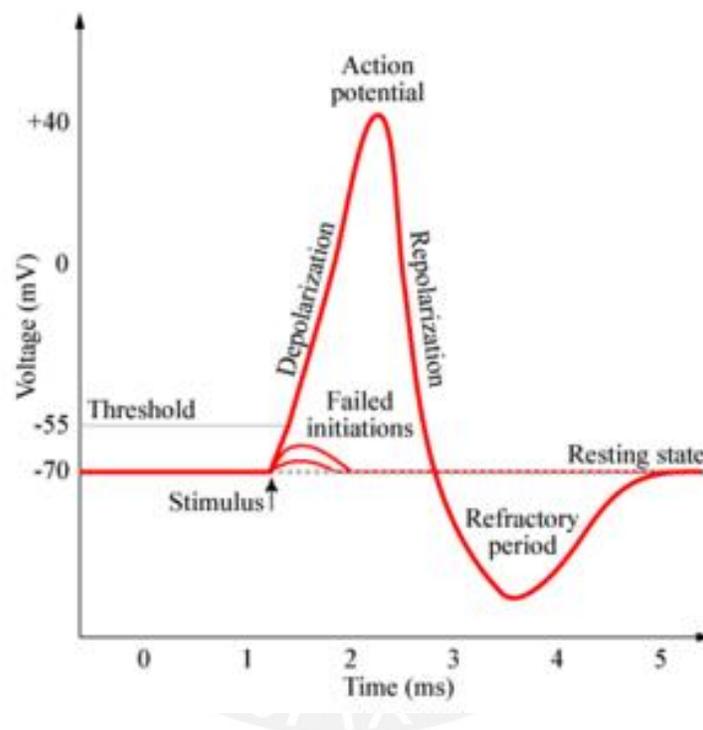


Figura 2.2 Esquema de un potencial de acción  
Fuente: URL: <http://elmundoen3d.wordpress.com/2011/10/28/>

### 2.1.1.2 Contracción muscular

La contracción muscular es el resultado del acortamiento de las células, el cual se realiza por medio del estrechamiento activo de los filamentos de actina y miosina. Cada sarcómero es capaz de tener contracción independiente. Cuando varios sarcómeros se encuentran juntos, producen la contracción del músculo como un todo.

Durante la contracción muscular, los filamentos de actina se contraen hacia adentro, entre los filamentos de miosina y cuando esto ocurre, se produce la contracción muscular. La contracción muscular se podría resumir en las siguientes etapas o pasos secuenciales [10]:

1. Un impulso nervioso viaja a través de una neurona motora y llega a la unión entre esta y el músculo, luego la neurona libera un compuesto llamado acetilcolina, el cual es un neurotransmisor que posibilita el paso de un impulso nervioso desde las terminales arborescentes del axón al órgano efector una vez que ha sido activada por la enzima acetilcolinesterasa y al tiempo el exceso de acetilcolina es degradado por otra enzima llamada colinesterasa [10].
2. La acetilcolina se difunde a través de la unión entre la neurona y la fibra muscular y se combina con receptores en la superficie de la fibra muscular [10].
3. Como resultado de esto, el sarcolema, que es la membrana celular, sufre un cambio eléctrico denominado despolarización. La despolarización es única en las células musculares no estando confinada a la membrana celular ya que viaja hacia el interior de ella a través de los túbulos T, generando un impulso eléctrico el cual es denominado potencial de acción, que se distribuye en el sarcolema.
4. Este potencial eléctrico se distribuye por medio de los túbulos T estimula la abertura de los canales proteicos en el retículo sarcoplásmico, permitiendo así la salida de iones de calcio y su flujo hacia el sarcoplasma, lo cual posibilita la contracción muscular [10].

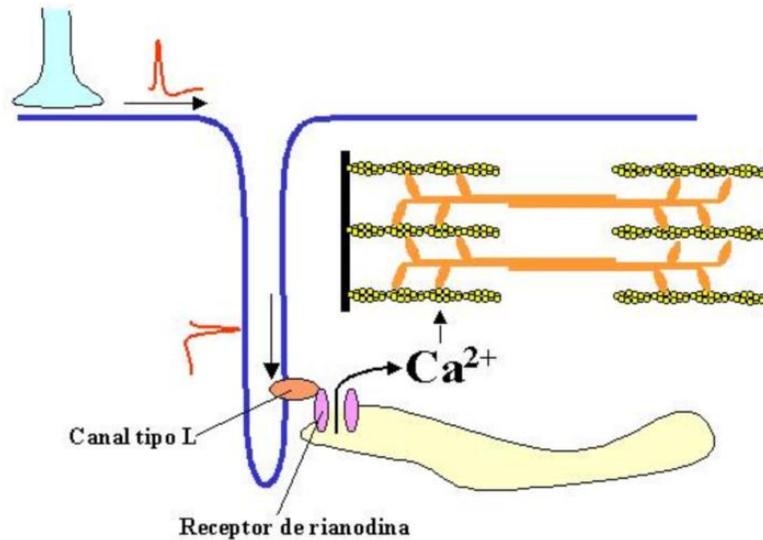


Figura 2.3: Mecanismo de la contracción muscular

Fuente: URL: [http://www.uam.es/personal\\_pdi/medicina/algvilla/guiones/contraccion.html](http://www.uam.es/personal_pdi/medicina/algvilla/guiones/contraccion.html)

### 2.1.1.3 Tipos de contracción muscular

A. CONCÉNTRICA: Durante la contracción se produce un acortamiento de la longitud del músculo, una aceleración y se realiza un trabajo positivo. Así mismo, se desarrolla mayor energía [37]. Este tipo de contracción ocurre cuando el músculo desarrolla una tensión suficiente para superar una resistencia, de manera que este se acorta. La contracción concéntrica se lleva a cabo por ejemplo, cuando se realiza un ejercicio para bíceps, en el momento en que se lleva la mancuerna hacia arriba.

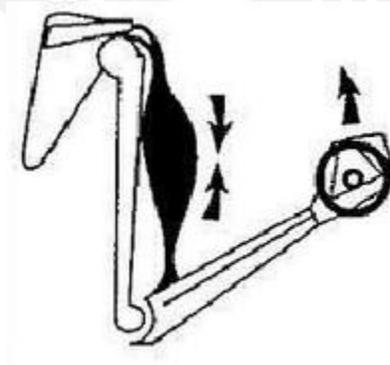
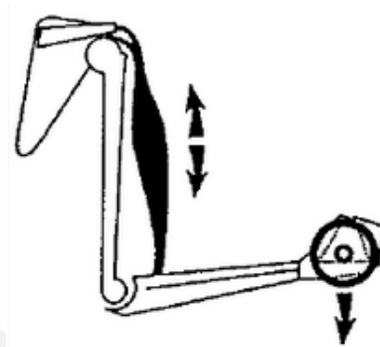


Figura 2.4: Contracción concéntrica

Fuente: URL: <http://www.slideshare.net/Skide/tipos-de-contraccin-muscular#btnPrevious>

B. EXCÉNTRICA: Durante la contracción aumenta la longitud del músculo, éste se alarga, produciendo un frenado del movimiento y un trabajo por tanto negativo [37]. Un ejemplo claro es el que se muestra en la figura 2.5, en donde el músculo se alarga al momento de bajar la mancuerna lentamente.



*Figura 2.5: Contracción excéntrica*

Fuente: URL: <http://www.slideshare.net/Skide/tipos-de-contraccin-muscular#btnPrevious>

C. ISOMÉTRICA: No existe manifestación externa del movimiento, ya que la tensión que el músculo desarrolla es igual o inferior a la resistencia que se le opone. Así pues las contracciones isométricas, tienen lugar cuando el músculo ejerce fuerza contra un peso u objeto inamovible. El músculo conserva la misma longitud y desde el punto de vista físico no realiza ningún trabajo. Su tensión va aumentando hasta alcanzar su valor máximo. La energía que desprendería como trabajo mecánico se disipa como calor [37].

Un ejemplo claro de este tipo de contracción es cuando se sostiene una pesa y el brazo se mantiene en un ángulo de 90°.



*Figura 2.6: Contracción isométrica*

Fuente: URL: <http://www.slideshare.net/Skide/tipos-de-contraccin-muscular#btnPrevious>

D. AUXOTÓNICAS: Son contracciones mixtas en las que durante el acortamiento del músculo se producen simultáneamente una contracción isotónica y una contracción isométrica. Al avanzar el proceso de contracción se acentúa más la parte isométrica. Por ejemplo, al realizar trabajo con gomas extensoras o movimiento de tensar un arco [37].

### 2.1.2 Electrodo

La bioelectricidad es un fenómeno natural que ocurre debido a que los organismos están compuestos de iones positivos y negativos en distintas cantidades y concentraciones.

Para registrar los biopotenciales es necesario contar con un elemento que haga interface entre el cuerpo y el equipo de medida, este elemento es conocido como electrodo [18].

Los electrodos hacen una transferencia iónica del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encarga de procesarla para posteriormente obtener información útil de la medición [17]. Los electrodos son usados en la adquisición de diferentes señales biológicas, entre las cuales las más estudiadas y registradas son las electromiográficas, electrocardiográficas y las electroencefalográficas. En la tabla 2.1 se muestra las señales bioeléctricas que son sensadas por electrodos biopotenciales y sus respectivas fuentes de adquisición [17].

SEÑAL BIOELECTRICA	ABREVIACIÓN	FUENTE BIOLÓGICA
Electrocardiograma	ECG	Corazón – visto desde la superficie
Electrograma cardiaco	--	Corazón – visto desde adentro
Electromiograma	EMG	Músculo
Electroencefalograma	EEG	Cerebro
Electrooptigrama	EOG	Nervios del ojo
Electroretinograma	ERG	Retina del ojo
Potencial de acción	--	Nervio o músculo
Electrogastrograma	EGG	Estómago
Reflejo galvanico de la piel	GSR	Piel

*Tabla 2.1: Señales bioeléctricas sensadas a partir de electrodos biopotenciales.  
Fuente: Elaboración propia en base a Biopotential Electrodes [17]*

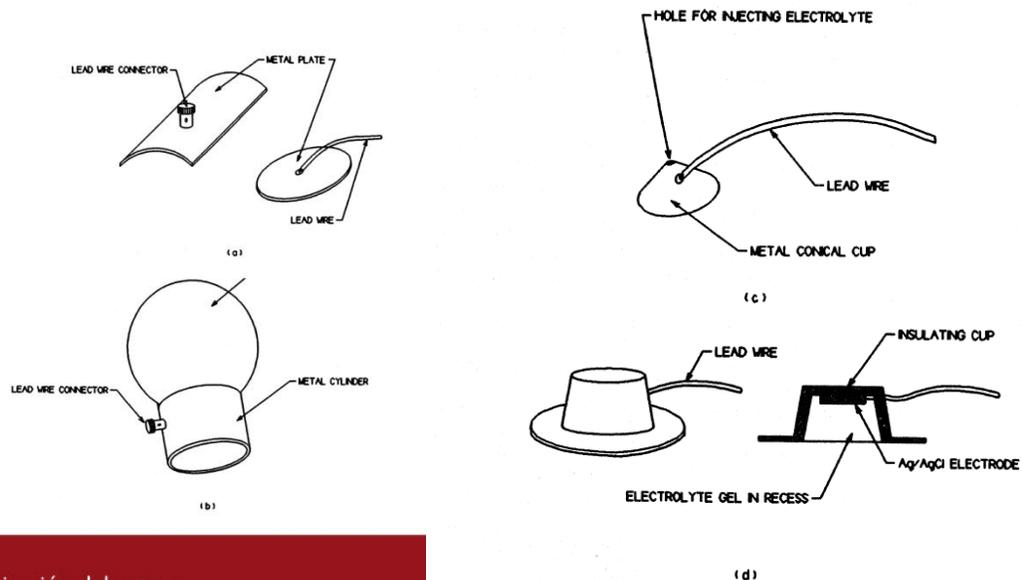
Para la obtención y registro de estas señales, se usa por lo general dos tipos de electrodos: los electrodos superficiales y los electrodos invasivos o de aguja.

### 2.1.2.1 Tipos de electrodos

Dentro de los tipos de electrodos, se pueden encontrar 3 grandes grupos: los electrodos de superficie, los electrodos de aguja y los microelectrodos. En la presente investigación se utilizarán electrodos de superficie, por lo tanto, el estudio estará enfocado en este tipo de electrodos.

Los electrodos de superficie son colocados en la superficie de la piel y son capaces de tomar registros poblacionales de la actividad bioeléctrica. Con la aplicación de este tipo de electrodos no se ve implicada la integridad de la piel del paciente y pueden ser usados para realizar el registro y diagnóstico a corto plazo como en la aplicación de un electrocardiograma o también se usan para el registro a largo plazo como ocurre al realizar un monitoreo cardíaco [17].

El electrodo básico de placa de metal consiste en un conductor metálico en contacto con la piel mediante una fina capa de un gel electrolítico entre el metal y la piel con el fin de establecer este contacto. En la figura 2.7a se pueden observar algunos ejemplos de electrodos de placa metálica. Los metales normalmente usados en este tipo de electrodos son: una aleación de níquel – plata, plata, oro y platino. Algunas veces estos electrodos están hechos de una lámina de metal con el fin de ser flexibles, y otras veces son producidos en forma de un electrodo de succión (figura 2.7b), con el fin de colocar de manera más sencilla el electrodo en la piel, para realizar una medición y luego mover el electrodo a otro punto del músculo para repetir la medición [17]. Este tipo de electrodos son usados generalmente en el registro de biopotenciales obtenidos de un electrocardiograma o un electroencefalograma. Los electrodos de disco metálico con una superficie de oro en forma cónica (figura 2.7c) son frecuentemente usados para registros electroencefalográficos [17].



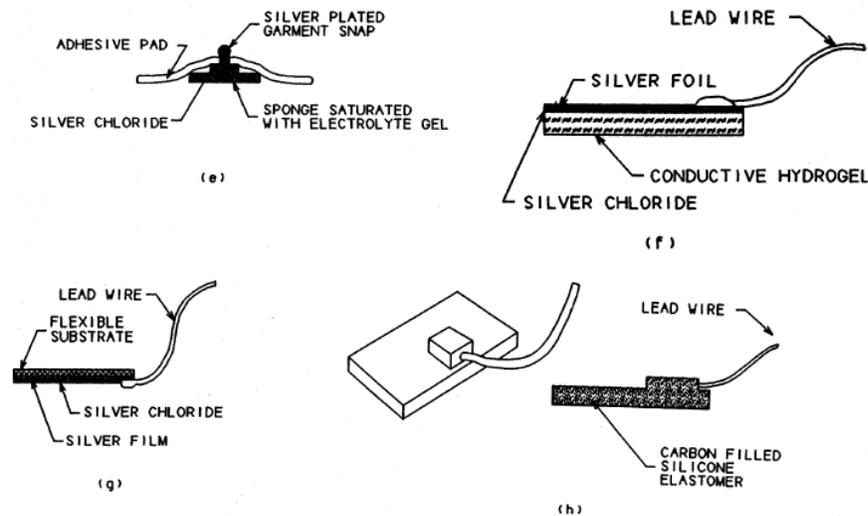


Figura 2.7: Tipos de electrodos de superficie. (a)Electrodos de placa metálica, (b) electrodo de succión para ECG, (c) electrodo con copas de metal, (d) electrodo empotrado, (e) electrodo desechable con esponja electrolítica impregnada, (f) electrodo desechable de hidrogel, (g) electrodo con una película delgada para uso en neonatal, (h) electrodo seco

Fuente: Biopotential Electrodes [17]

Dentro de los electrodos de superficie comúnmente usados, se encuentran dos tipos de electrodos: los electrodos secos y los electrodos de gel.

- a) Los electrodos secos se usan principalmente en aplicaciones en donde la geometría o el tamaño de los electrodos no permiten el uso de gel [16]. Los electrodos en barras o el arreglo de electrodos son ejemplos de electrodos secos, los cuales pueden estar hechos de aluminio, acero inoxidable o titanio [14]. Con los electrodos secos, es común tener el circuito de pre-amplificación en el lugar de los electrodos, esto se debe en parte a la alta impedancia electrodo – piel asociada con los electrodos secos [16].
- b) Los electrodos de gel utilizan un gel electrolítico como una interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo. Las reacciones químicas, oxidativas y reductivas, se llevarán a cabo en la región de contacto de la superficie del metal y el gel. Plata – Cloruro de plata (Ag-AgCl) es el compuesto más común utilizado en la parte metálica de los electrodos de gel [16]. La capa de AgCl permite que la corriente producida por el músculo pase con mayor facilidad a través de la unión entre el electrolito y el electrodo. Esto introduce menor ruido eléctrico en la medición, en

comparación con equivalente electrodos de metal, por ejemplo Ag. Por este motivo, los electrodos hechos de Ag-AgCl son usados en más del 80% de las aplicaciones de EMG superficial [16].

Los electrodos de gel pueden ser desechables o reutilizables. Los electrodos desechables son los más comunes, dado que son más ligeros. Se pueden encontrar electrodos desechables de diferentes formas y tamaños, y los materiales que componen el parche y la forma del gel conductor varía entre los fabricantes. Con la aplicación adecuada, los electrodos desechables minimizan el riesgo del desplazamiento del electrodo, incluso durante movimientos rápidos [16].

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no sea polarizado, esto significa que el potencial en el electrodo no debe de variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él; el electrodo de plata cloruro de plata (Ag/AgCl) ha demostrado tener los estándares adecuados para lograr esta característica; además, la interfaz piel-plata o piel-Ag/AgCl tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en EMG [14].

Los electrodos pueden ser usados para medir una amplia variedad de señales bioeléctricas y se muestran algunas de sus aplicaciones en la tabla 2.2; además son uno de los sensores biomédicos más comunes en utilizados en la medicina clínica.

APLICACION	BIOPOTENCIAL	TIPO DE ELECTRODOS
Monitoreo cardiaco	ECG	Ag/AgCl con esponja Ag/AgCl con hidrogel
Monitoreo cardiopulmonar en infantes	ECG – impedancia	Ag/AgCl con esponja Ag/AgCl con hidrogel Película delgada Elastomero relleno seco
Encefalografía	EEG	Copas de oro Copas de Ag/AgCl
Diagnóstico de la actividad muscular	EMG	Invasivos
Electrogramas cardiacos	Electrograma	Sonda intra cardiac
Telemetría implantado de biopotenciales	ECG	Acero inoxidable
	EMG	Discos de platino
Movimiento del ojo	EOG	Ag/AgCl con hidrogel

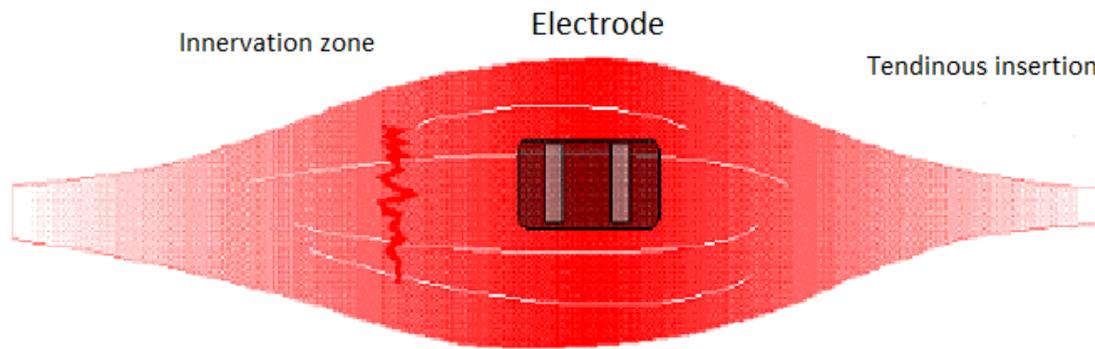
*Tabla 2.2: Aplicaciones de los electrodos*

*Fuente: Elaboración propia en base a Biopotential Electrodes [17]*

### 2.1.2.2 Posicionamiento de los electrodos

Existen diversos factores que deben ser tomados en cuenta en lo referente al posicionamiento de los electrodos con el fin de obtener una mejor señal electromiográfica.

- a) Localización y orientación de los electrodos: el electrodo debe ser colocado entre un punto motor y la inserción de del tendón o entre dos puntos motores, y a lo largo de la línea media longitudinal el músculo. El eje longitudinal del electrodo, el cual pasa entre las dos superficies de detección, debe estar alineado de forma paralela a la longitud de las fibras musculares [20]. En la figura 2.8 se muestra una representación de la localización del electrodo.



*Figura 2.8: La localización recomendable del electrodo es entre un punto motor (innervation zone) y la inserción del tendón, con las superficies de detección dispuestas de modo que se crucen con la mayor cantidad de fibras musculares posibles.*

*Fuente: Surface Electromyography: Detection and Recording [20]*

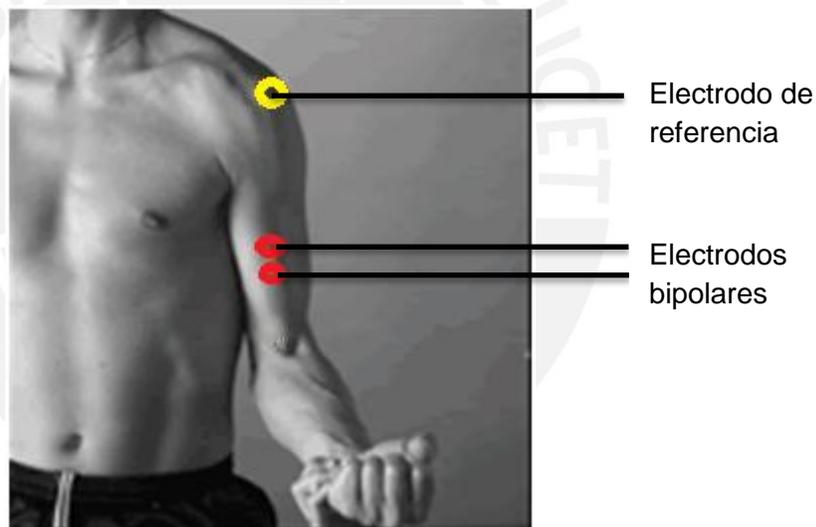
- b) No colocarlos en o cerca del tendón del músculo: como las fibras musculares se aproximan a las fibras de los tendones, las fibras musculares se vuelven más delgadas y menos en número, reduciendo la amplitud de la señal EMG. Además en esta región la dimensión física del músculo se reduce considerablemente, lo que hace difícil localizar correctamente los electrodos y hace que la detección de la señal sea susceptible al crosstalk debido a la posible proximidad de los músculos agonistas [20].
- c) No colocarlos en el punto motor: durante la pasada mitad del siglo se ha enseñado que para el fin de detectar una señal de EMG de superficie el electrodo debe estar ubicado en un punto motor del músculo. El punto motor es el punto en el músculo

donde la mínima introducción de corriente eléctrica provoca una contracción perceptible de las fibras de la superficie del músculo. Este punto por lo general, pero no siempre, corresponde a la parte de la zona de inervación de los músculos que tienen mayor densidad neuronal, en función de la anisotropía de los músculos en esta región. Es de suponer que los puntos motores han sido utilizados como puntos de referencia, ya que eran identificables y proporcionan un punto de referencia anatómico fijo. Por desgracia, desde el punto de vista de la estabilidad de la señal, un punto motor proporciona el peor lugar para la detección de una señal de EMG. En la región de un punto motor, los potenciales de acción de viajan caudalmente y rostralmente, es decir hacia el extremo anterior y extremo posterior, a lo largo de las fibras musculares, por lo tanto las fases positivas y negativas de los potenciales de acción, detectadas por la configuración diferencial, se sumarán y restarán con diferencias de fase menor haciendo que la señal EMG resultante posea mayores componentes de frecuencia. En el dominio del tiempo, la señal aparece más irregular y con picos más elevados. La pérdida de estabilidad se produce por el hecho de que un desplazamiento menor (0,1 mm) afectará de manera impredecible la cantidad de cambio en las características de frecuencia de la señal [20].

- d) No colocarlos en los bordes exteriores de los músculos: en esta región, el electrodo es sensible a la detección de interferencias de señales de los músculos adyacentes. Para algunas aplicaciones, las señales de interferencia puede ser indeseable [20].
- e) Orientación del electrodo con respecto a las fibras musculares: el eje longitudinal del electrodo, que pasa a través de ambas superficies de detección, debe estar alineado en paralelo a la longitud de las fibras musculares. Ambas superficies de detección se deberán cruzar con la mayor cantidad de las mismas fibras musculares. Por lo tanto, las características espectrales de la señal de EMG reflejarán las propiedades de un conjunto fijo de fibras musculares en la región del electrodo. Además, el espectro de frecuencias de la señal de EMG será independiente de cualquier factor trigonométrico que podría proporcionar una estimación errónea de la velocidad de conducción. El valor resultante de la velocidad de conducción afecta a la señal EMG mediante la alteración de las características temporales de la señal EMG, y por lo tanto su espectro de frecuencias [20].

Para la adquisición de las señales EMG es necesario el uso de 3 electrodos, un electrodo de referencia y otros dos electrodos bipolares. Un parámetro importante para el posicionamiento de los electrodos bipolares es la “distancia entre electrodos”, la cual es definida por el SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) como la distancia entre los centros de la parte conductiva de los electrodos bipolares. El SENIAM recomienda posicionar los electrodos bipolares de tal manera que la distancia entre sus centros sea de 20 a 30mm. Cuando los electrodos bipolares se aplican en músculos relativamente pequeños de la distancia entre los electrodos no debe exceder  $1/4$  de la longitud de la fibra muscular [36].

Para cada tipo de músculo, SENIAM recomienda una posición adecuada de los electrodos, tanto los bipolares como el de referencia. En la figura 2.9 se muestra el lugar de posicionamiento para la adquisición de señales EMG del músculo Bíceps.



*Figura 2.9: Posicionamiento de los electrodos para el Bíceps*

*Fuente: Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles [36]*

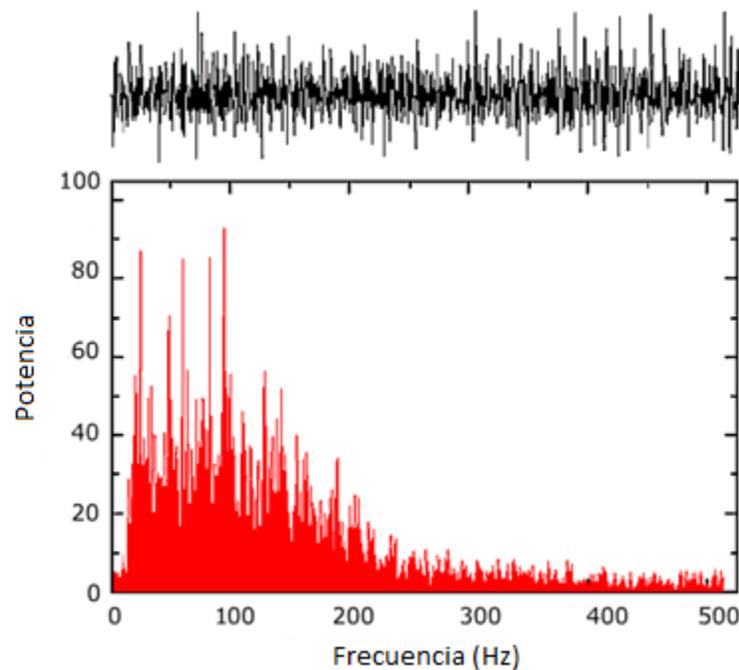
### 2.1.3 La señal electromiográfica

Las señales electromiográficas son aquellas señales eléctricas producidas durante la contracción y relajación de un músculo.

En el estudio de las señales electromiográficas, en especial durante la detección y registro de la señal EMG, existen dos principales fuentes de preocupación que influyen en la fidelidad de la señal. La primera de ellas es la relación señal a ruido y la otra es la distorsión

de la señal, lo que significa que la contribución relativa de cualquier componente de frecuencia de la señal no debe ser alterada [20].

Está establecido que la amplitud de la señal EMG no tiene un patrón definido, es decir, es al azar, y puede ser representado mediante una función de distribución Gaussiana. La amplitud de las señales EMG varían entre 0 y 10 mV [20] y estas pueden tener hasta una frecuencia de 10kHz [25]. Existen muchos estudios en relación al rango de frecuencia en que se debe estudiar la señal EMG, de modo que dentro de este rango se pueda obtener la mayor cantidad de energía del potencial [21]. Las señales útiles son aquellas cuya energía está por encima del nivel de ruido eléctrico. En la figura 2.10 se muestra el espectro de una señal electromiográfica en un rango de frecuencia de 0 a 500 Hz.



*Figura 2.10: Espectro de frecuencia de una señal EMG*  
*Fuente: Surface Electromyography: Detection and Recording [20]*

Como se mencionó anteriormente una de las mayores preocupaciones en el estudio de las señales EMG es el ruido, el cual puede ser emanado de diferentes fuentes, por ejemplo:

- a) Ruido inherente a los componentes electrónicos en los equipos de detección y registro de las señales: todos los equipos electrónicos generan ruido eléctrico. Este ruido posee componentes de frecuencia de entre 0 a 1000 Hz. Este tipo de ruido no

- puede ser eliminado, sin embargo, puede ser reducido mediante el uso de componentes electrónicos de alta calidad y buenos diseños de circuitos [20].
- b) Ruido del ambiente: este ruido es generado por fuentes de radiación electromagnética, como por ejemplo radios, transmisión de televisión, cables eléctricos de potencia, entre otros. La principal preocupación para el ruido ambiental se deriva de la radiación producida por las fuentes de energía, cuya frecuencia es de 50 o 60 Hz. La señal de ruido ambiental puede tener una amplitud que es de uno a tres órdenes de magnitud mayor que la señal EMG [20].
  - c) Artefactos de movimiento: existen dos fuentes principales de artefactos de movimiento, una de ellas es la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel; la otra vendría a ser el movimiento del cable de conexión que une el electrodo con el amplificador. Ambas fuentes de ruido pueden ser reducidas mediante un diseño adecuado de los circuitos. Las señales eléctricas provenientes de ambas fuentes de ruido tienen la mayor cantidad de energía en un rango de frecuencias entre 0 y 20 Hz.
  - d) Inestabilidad de la señal: la amplitud de la señal EMG es cuasi-aleatoria. Las componentes de frecuencia que se encuentran en un rango entre 0 y 20 Hz son particularmente inestables, debido a que estas son afectadas por la naturaleza cuasi-aleatoria de las tasas de disparo de las unidades motoras, las cuales, en la mayoría de casos son activadas a estas frecuencias. Debido a la naturaleza inestable de estas componentes de la señal, se debe considerar el ruido no deseado y eliminarlo de la señal [20].

Para obtener un registro confiable de la señal EMG es conveniente obtener una señal que contenga la máxima cantidad de información proveniente de la señal EMG y la mínima cantidad de contaminación a causa del ruido eléctrico. Debido a esto, se debe obtener un mayor SNR con la mínima distorsión de la señal EMG, por lo tanto, es importante que cualquier dispositivo de detección o registro procese la señal de manera lineal. Particularmente, la señal no debe ser recortada, es decir, los picos de la señal EMG no deben ser distorsionados ni filtrados innecesariamente [20].

## 2.2 Metodologías y/o procedimientos

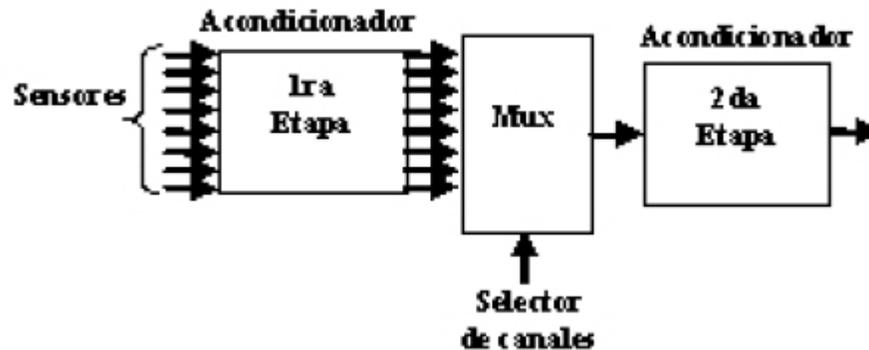
A continuación se presentarán algunas metodologías basadas en investigaciones referentes al desarrollo de equipos electromiográficos.

### 2.2.1. Electromiógrafo digital de ocho canales:

La siguiente metodología es usada en el desarrollo de un electromiógrafo digital de ocho canales. El diseño se divide en dos módulos, analógico y digital [22].

En el módulo analógico se capta y acondiciona la actividad eléctrica originada de los grupos musculares. La actividad muscular se capta mediante sensores bioeléctricos ubicados en la superficie muscular. La relación señal a ruido de las señales obtenidas es baja, por lo tanto, se necesita mejorar la relación en la primera etapa. Esta primera etapa posee un amplificador de instrumentación AD620, el cual aumentó el CMRR. También posee un filtro pasa alto RC y un filtro Butterworth activo pasa bajo, cuyas frecuencias de corte son 20Hz y 500Hz respectivamente.

A la salida de la primera etapa se obtienen señales bioeléctricas con niveles de ruido muy bajo. Luego se tiene un selector de canales, donde se puede elegir el canal que se desea visualizar, y por último las señales pasan a un circuito acondicionador para luego ser convertidas mediante un ADC.



*Figura 2.11: Diagrama de bloques de la parte analógica*  
*Fuente: Electromiógrafo digital de ocho canales*

En el módulo digital, se realiza el control de las secuencias de operaciones del equipo. Este módulo tiene la tarea de digitalizar las señales analógicas y de almacenarlas. Además permite el intercambio de comandos y de datos con el computador mediante el puerto USB 2.0.

Las principales partes del módulo digital son: el bloque de control, bloque de almacenamiento y el bloque de la interfaz UART-USB.

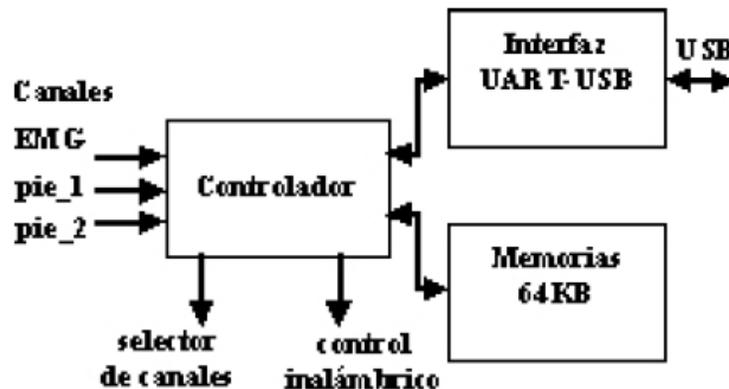


Figura 2.12: Diagrama de bloque del módulo digital  
Fuente: Electromiógrafo digital de ocho canales

El bloque de control está formado por un microcontrolador, en este caso se usa el PIC18F452. A este bloque ingresan las señales electromiográficas. Las señales de EMG se digitalizan mediante el conversor análogo – digital del PIC, a la frecuencia de 1KHz. Los datos digitales se transfieren a las memorias y luego hacia la PC mediante los módulos MSSP (Synchronous Serial Port) y UART (Addressable Universal Synchronous Receiver Transmitter) respectivamente.

El equipo posee una interfaz UART – USB que permite la comunicación con la PC y garantiza al paciente la protección contra altas tensiones. Se utilizó el dispositivo FT232BM para la conversión UART – USB y viceversa.

### 2.2.2 Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas

Este documento muestra el desarrollo de un sistema de adquisición, procesamiento y visualización de señales electromiográficas (EMG). Se describirá el diseño del sistema, dividido en los siguientes bloques principales a saber: Adquisición, digitalización, procesamiento y visualización [24].

El diagrama de bloques del sistema de adquisición de la señal EMG se muestra a continuación:

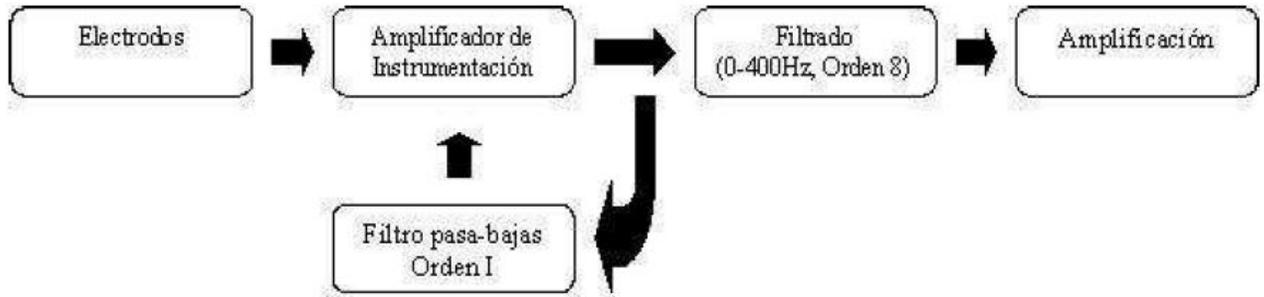


Figura: 2.13: Sistema de adquisición y tratamiento

Fuente: Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas

La señal es adquirida de modo diferencial mediante tres electrodos, incluido el de referencia. La finalidad de la primera etapa de amplificación es la de elevar la amplitud de la señal y mediante un sistema de acople de AC para eliminar además la banda no deseada (0 a 20Hz). Esto es implementado mediante un filtro pasa-bajas y la retroalimentación de la señal filtrada al amplificador de instrumentación, obteniéndose un filtrado pasa-alto, haciendo uso del alto rechazo en modo común del amplificador de instrumentación.

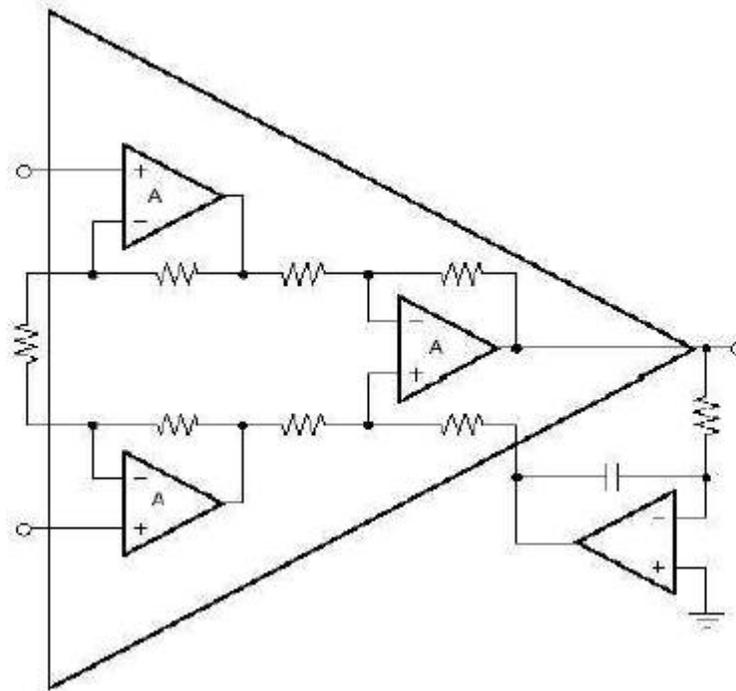


Figura 2.14: Circuito de amplificación y acople.

Fuente: Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas

La señal es también filtrada para eliminar las componentes de alta frecuencia que no son de interés en el caso de la electromiografía superficial. Para tal fin se implementó un filtro orden 8 Butherworth, y de capacitor computado. Posterior a esto la señal es nuevamente amplificada para alcanzar los niveles aceptados por el convertidor analógico a digital.

La conversión A/D y la comunicación con el ordenador se implementan por medio de un microcontrolador, el cual cuenta con un conversor AD con una resolución de 10bits, y 10 canales, de los cuales se han utilizado 4 para la adquisición de la señal electromiográfica.

La figura 2.18 muestra el diagrama de bloques del módulo de conversión y comunicación con el ordenador. La señal digitalizada es enviada al ordenador utilizando el puerto serial (RS232) a una tasa de transmisión de 56000 Bauds para lo cual se hace uso del módulo USART del microcontrolador. Estos datos son tomados por el módulo de software que se desarrolló el Labview, el cual acepta tramas de 1024 bytes, las cuales son guardadas en un archivo según sea requerido por el operario, los datos al mismo tiempo son graficados en el dominio del tiempo, para lo cual se filtran las 1024 muestras por medio de un filtro Butherworth pasa bandas (20 - 500Hz) de acuerdo con el teorema del muestreo. El espectro de la señal se muestra también, para lo cual se aplica FFT a las 1024 muestras. Dado que el software es capaz de guardar la información de toda la sesión, también permite graficar desde archivo toda la señal y el espectro de la misma.

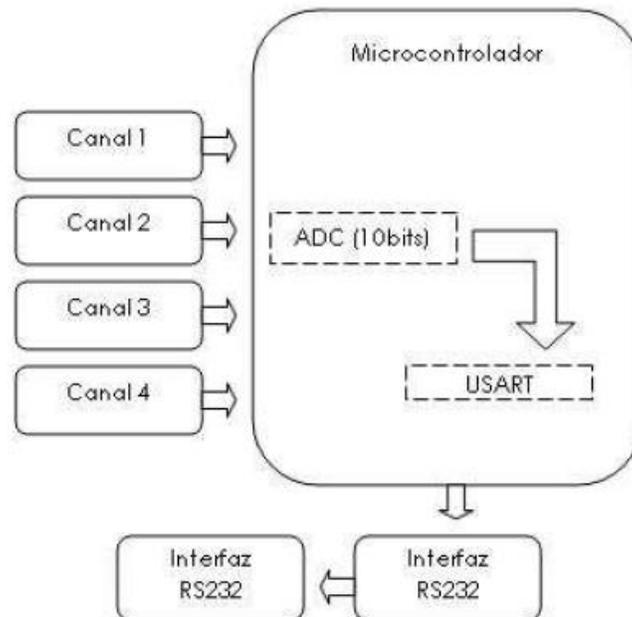


Figura 2.15: Conversión A/D y comunicación con la PC

Fuente: Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL EQUIPO

### 3.1 Diagrama de bloques del dispositivo

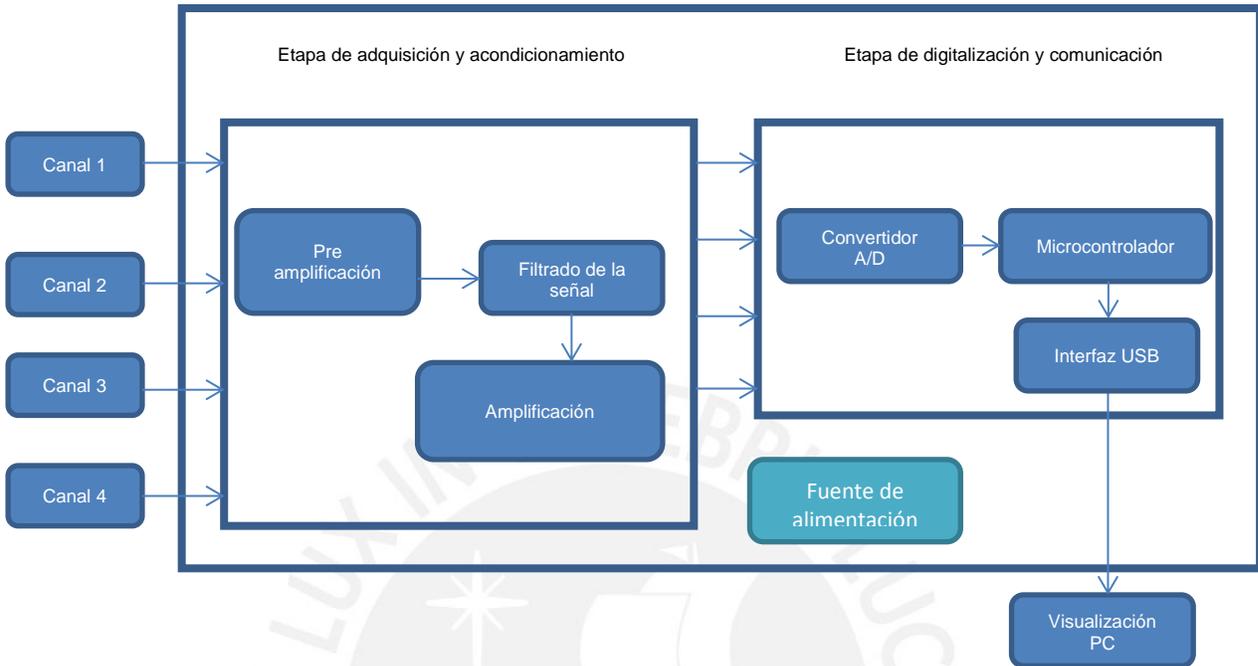


Figura 3.1: Diagrama de bloques del dispositivo  
Elaboración propia

En la figura 3.1 se puede apreciar el diagrama de bloques planteado para llevar a cabo el desarrollo del sistema. Se explicará de forma breve las partes que comprenden el diagrama mostrado anteriormente.

#### Etapa de adquisición y acondicionamiento:

**Pre amplificación:** Las señales generadas durante la contracción muscular, por lo general varían entre el rango de 0 y 10 mV [20], por lo que se necesitan amplificadores que sean lo suficientemente sensibles para detectar y amplificar las pequeñas señales. Para esto se usarán amplificadores de instrumentación.

**Filtrado de la señal:** Se necesita obtener una señal "limpia" para un correcto análisis, por lo que se necesita filtrar la señal amplificada y limitar su ancho de banda. El circuito se ve expuesto a ruido ambiental procedente de dispositivos que emiten ruido a través de ondas de 60 Hz, por lo que se debe usar un filtro que rechace exclusivamente el ruido de 60 Hz y así obtener una señal pura de distorsiones. La señal también está expuesta a otros tipos

de ruido como se señaló en el capítulo 2.1.3, como por ejemplo, ruido inherente a los componentes electrónicos, ruido de artefactos en movimiento, la inestabilidad de la señal y ruido debido a señales ECG.

Amplificación: en esta etapa la señal será amplificada con el fin de estabilizar la señal filtrada y también obtener valores de voltajes más altos para que puedan ser convertidos posteriormente por el ADC.

#### Etapa de digitalización y visualización:

Convertidor A/D: Se debe tener un convertidor análogo – digital que posea una buena resolución, no menor a 8 bits, para que se obtenga posteriormente una señal fiable, para lo cual requiere un microcontrolador que posea un ADC interno.

Microcontrolador: en esta etapa se usará un microcontrolador para realizar la comunicación con el ordenador, la cual se llevará a cabo mediante USB.

Visualización PC: Finalmente se desarrollará un software mediante el cual se pueda visualizar las señales obtenidas de la actividad muscular en una escala temporal.

## **3.2 Diseño y desarrollo de los bloques**

### **3.2.1 Fuente de Alimentación**

La etapa de alimentación será la encargada de suministrar el voltaje y corriente necesario para el funcionamiento de los componentes que se utilicen durante el desarrollo de la tesis. El sistema se alimentará directamente con 220VAC provenientes de la línea. En el desarrollo se usarán voltajes de +15, -15 y 5V continuos para alimentar las diferentes etapas con que contará el sistema.

Para el desarrollo de la etapa de alimentación se dispondrá de un transformador de 220VAC / 12-0-12 VAC a 1 A. De la misma manera para generar los +15VDC se usará el regulador lineal LM317 y para obtener los -15VDC se usará el regulador lineal LM337. Los 5V se generarán mediante una fuente SWITCHING, de modo que este voltaje se mantenga constante, ya que posteriormente este voltaje se usará como un voltaje de

referencia para el convertidor A/D. El integrado que se usará para la fuente SWITCHING será el LM2576-5.

En la figura 3.2 se muestra la configuración del integrado LM317. En la hoja de datos, el fabricante proporciona una relación entre el voltaje de entrada y el de salida:

$$V_o = V_{ref} * (1 + \frac{R2}{R1})$$

En donde  $V_{ref}=1.25V$

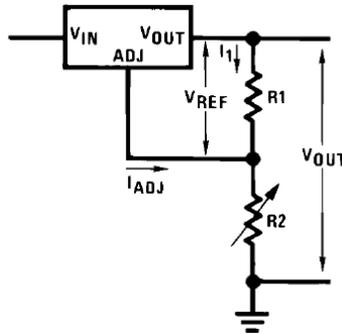


Figura 3.2: Integrado LM317 [30]

Para un voltaje de 15VDC, se elegirá  $R1=240\Omega$ , entonces de la ecuación anterior:  $15 = 1.25 * (1 + \frac{R2}{240})$ , se obtiene  $R2=2640\Omega$ . Ya que este no es un valor comercial, se elegirá una resistencia  $R2=2.7k\Omega$ .

De la misma manera, para el LM337, la figura 3.3 muestra la configuración de dicho integrado. En la hoja de datos se muestra también una relación entre el voltaje de entrada y el de salida, el cual está dado por:

$$-V_o = -1.25 * (1 + \frac{R2}{R1})$$

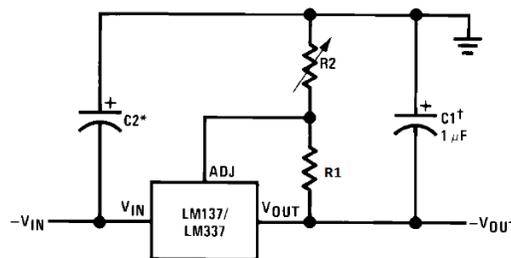


Figura 3.3: Integrado LM337 [31]

Entonces, para obtener el voltaje de  $-15\text{VDC}$ , se elegirán resistencias de  $240\Omega$  y  $2.7\text{k}\Omega$  para  $R1$  y  $R2$  respectivamente, de la misma manera que en el caso anterior, y se usará un  $C2$  de  $220\mu\text{F}$  para minimizar el rizado.

Para el diseño de la fuente SWITCHING, en la hoja de datos del integrado, se proporcionan criterios para elegir los componentes a utilizar. En la figura 3.4 se muestra la configuración del LM2576-5 para obtener un voltaje fijo.

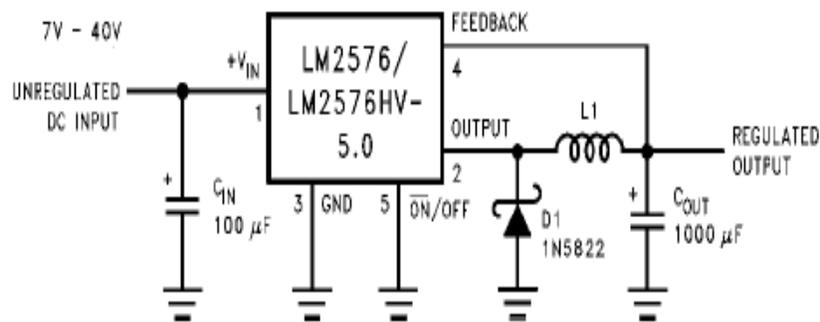


Figura 3.4: Integrado LM2576-5 [32]

De la hoja de datos del fabricante, para un voltaje máximo de entrada de  $15.5\text{V}$  y para una corriente de salida máxima de  $1\text{A}$ , se debe elegir una inductancia  $L1=220\mu\text{H}$ . Los condensadores que se usarán serán:  $C_{in}=100\mu\text{F}$ ,  $C_{out}=470\mu\text{F}$  y el diodo será el Schottky 1N5820, ya que dentro de las recomendaciones que da el fabricante, es uno de los que cumple con las características que se desea. El diodo 1N5820 soporta hasta  $20\text{V}$  y  $3\text{A}$ , lo cual es suficiente para la fuente que se está diseñando.

En la figura 3.5 se muestra diagrama esquemático del circuito completo de alimentación, el cual otorga  $+15\text{VDC}$ ,  $-15\text{VDC}$  y  $+5\text{VDC}$ .

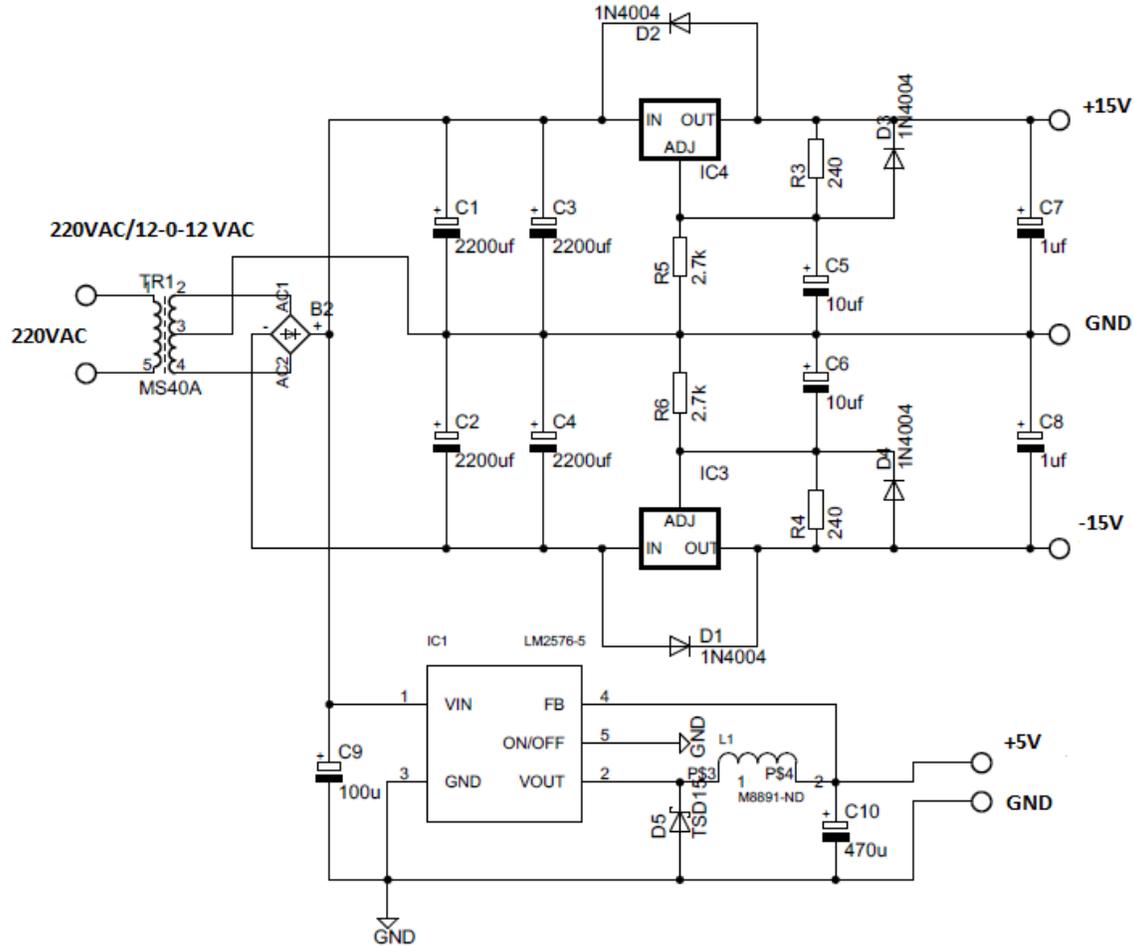


Figura 3.5: Circuito de alimentación  
Elaboración propia

### 3.2.2 Etapa de adquisición de la señal

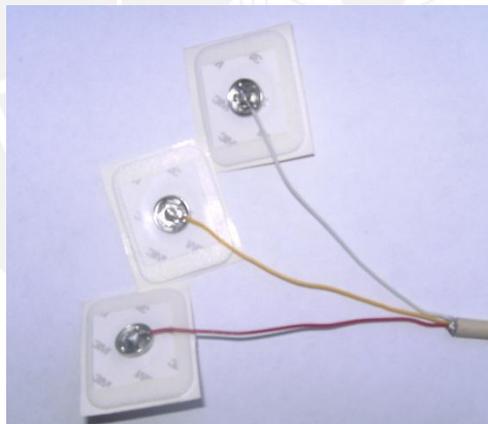
Mediante el uso de transductores como electrodos, el potencial iónico se puede convertir en potencial eléctrico. Como se pudo ver en el Capítulo 2, existen diferentes tipos de electrodos, siendo el electrodo de Ag –AgCl el más usado en las aplicaciones de EMG. El compuesto de plata – cloruro de plata es el más común usado en la parte metálica de los electrodos con gel. Los electrodos con gel pueden ser desechables o reusables [10].

Los electrodos de gel desechables son más livianos, vienen en distintas formas y tamaños, y además son fáciles de usar y aplicar en los pacientes. Por estas razones, en esta etapa, los electrodos de superficie que se usarán son electrodos con gel desechables de la marca 3M, como se muestran en la figura 3.6.



*Figura 3.6: Electrodo de superficie con gel desechables de la marca 3M  
Elaboración propia*

Para comunicar los electrodos con la etapa posterior se utilizarán cables apantallados de 3 hilos, los cuales tendrán unos broches en la parte final de modo que puedan adherirse a los electrodos de manera eficaz. Para la adquisición se usaron tres electrodos, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia. En la figura 3.7 se muestra la conexión entre los electrodos y el cable apantallado.



*Figura 3.7: Conexión entre los electrodos y el cable apantallado  
Elaboración propia*

### **3.2.3 Etapa de acondicionamiento**

La etapa de acondicionamiento se dividirá en sub etapas. Estas sub etapas son las siguientes: pre amplificación, filtrado de la señal, amplificación y acondicionamiento.

### 3.2.3.1 Pre-amplificación

La señal obtenida de los electrodos es bastante pequeña, por tal motivo en esta etapa se amplificará la señal, para lo cual se hará uso de un amplificador de instrumentación. El Amplificador de instrumentación es utilizado para tomar mediciones en ambientes ruidosos donde la señal de interés es muy difícil de registrar y tienen una alta impedancia de salida. Es ideal para amplificar señales provenientes de electrodos, entre otros [25].

De acuerdo a las especificaciones técnicas de equipos comerciales, el amplificador para electromiografía es generalmente del tipo diferencial y su impedancia de entrada debe ser de  $10^9 - 10^{12}\Omega$ , ya que las impedancias de entrada altas impiden que la señal se distorsione debido a la interfaz electrodo-electrolito-piel. Otra de las características importantes es el rechazo de modo común o CMRR por sus siglas en inglés (Common Mode Rejection Ratio), el cual debe ser mayor a los 90dB como mínimo [14]. Por lo tanto, el amplificador de instrumentación a utilizar debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- Impedancia de entrada en el rango de  $10^9 - 10^{12}\Omega$
- CMRR  $\geq 110\text{dB}$
- Alimentación bipolar +/-15 VDC
- Voltaje offset  $< 100\mu\text{V}$

En la tabla 3.1 se pueden ver algunas características de algunos amplificadores de instrumentación, con el fin de elegir uno posteriormente.

Características	INA114	INA128	AD620
Impedancia de entrada	$10^{10} \Omega$	$10^{10} \Omega$	$10^{10} \Omega$
CMRR min	110dB	120dB	120dB
Alimentación	$\pm 2.5$ a $\pm 18\text{V}$	$\pm 2.5$ a $\pm 18\text{V}$	$\pm 2.3$ a $\pm 18\text{V}$
Corriente de entrada	2.2 mA	700uA	900 uA
Voltaje de offset máximo	50uV	50uV	50uV
Precio	S/. 74	S/. 40	S/. 28
Disponibilidad en el mercado local	Si	Si	Si

Tabla 3.1: Amplificadores de instrumentación  
Elaboración propia

El amplificador escogido para esta etapa es el AD620, debido a que cumple con las necesidades requeridas por el proyecto a realizar, está disponible en el mercado local y posee un menor costo.

En la etapa de pre amplificación se obtendrá una ganancia de aproximadamente 100. Para esto, el amplificador de instrumentación nos otorgará una ganancia de 10 y se usará un amplificador operacional en configuración no inversora para obtener una ganancia posterior de aproximadamente 10.

Para la elección de la resistencia  $R_G$ , la cual regula la ganancia en el amplificador de instrumentación, el fabricante brinda una fórmula a partir de la cual se puede hallar dicha resistencia [26].

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

De la fórmula anterior, para una ganancia de 10, se obtiene una resistencia de aproximadamente 5.48 k $\Omega$ . El desarrollo de esta etapa se basa en un circuito proporcionado en la hoja de datos del amplificador de instrumentación LT1168, el cual es usado para la amplificación de pulsos nerviosos [34].

Para la ganancia del amplificador de instrumentación se usarán dos resistencias de 30k $\Omega$  en serie con una resistencia de 5.6k $\Omega$  en paralelo, de manera que se obtenga una resistencia de aproximadamente 5.12k $\Omega$ , como se muestra en la figura 3.8. De esta manera, mediante la fórmula anterior, la ganancia del amplificador de instrumentación será de aproximadamente 10.64.

A la salida del amplificador de instrumentación se colocarán un condensador de 0.47 $\mu$ F y una resistencia de 1M $\Omega$  tal como se muestra en la figura 3.8 con el fin de obtener un filtro de primer orden pasa altos con una frecuencia de 0.3Hz, el cual nos ayuda a eliminar la componente DC que se genera debido a la interfaz electrodo-electrolito-piel [25].

En las posteriores etapas se usarán Opamps en diferentes configuraciones, tanto para el diseño de amplificadores como filtros, por tal motivo se hará una selección de los Opamp que se utilizarán. Los Opamps que se utilizarán deben cumplir con los siguientes requerimientos:

- Slew Rate > 5V/us

- CMRR  $\geq$  110dB
- Alimentación bipolar +/-15 VDC

En el cuadro 3.2 se muestran algunos Opamp y sus características.

Características	TL074	UA741	LF353
Alimentación	$\pm 2.5$ a $\pm 18$ V	$\pm 2.5$ a $\pm 18$ V	$\pm 2.5$ a $\pm 18$ V
CMRR	100 dB	90dB	100dB
Numero de Opamps por integrado	4	1	2
Corriente de entrada	1.4 mA	1.7mA	3.6 mA
Slew Rate	13V/us	0.5V/us	13V/us
Disponibilidad en el mercado local	Si	Si	Si

Tabla 3.2: Opamp y características  
Elaboración propia

El Opamp que se usará es el TL074 debido a que posee un CMRR alto (100dB) y un Slew Rate alto de 13V/us lo cual permite que se obtenga una señal de salida sin que haya una pérdida de información, y además este integrado posee 4 Opamp con las mismas características lo cual nos ayuda en el diseño de los circuitos.

A continuación del filtro de 0.3Hz se colocará un Opamp en configuración no inversor con una ganancia de aproximadamente 10. En la figura 3.8 se observa la configuración de un opamp no inversor en donde  $G = 1 + R8/R7$ .

Por lo tanto, se escogerá  $R7 = 1.2k\Omega$  y  $R8 = 10k\Omega$ , de manera que se obtenga una ganancia de 9.33. Se colocará un condensador de 15nF en paralelo a la resistencia de  $10k\Omega$  con el fin de limitar la ganancia de 9.33 a frecuencias alrededor de 1kHz [34].

De esta manera se obtendrá una ganancia total  $G = 99.34$  aproximadamente, bastante cercana a la ganancia que se desea, es decir 100. En la figura 3.8 se muestra el circuito de pre-amplificación para un canal.

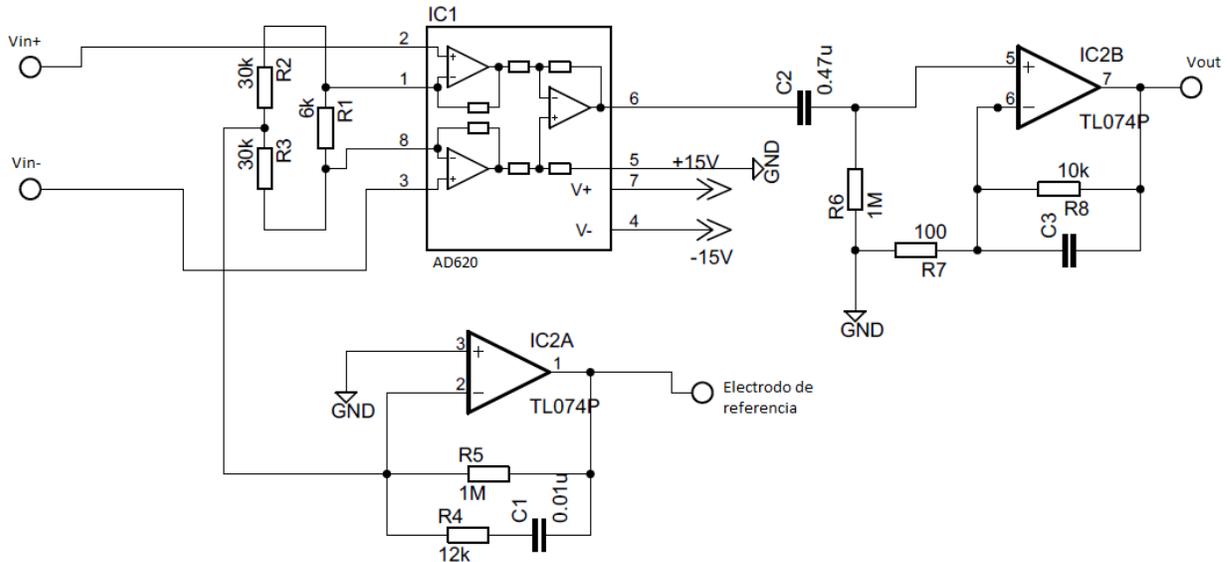


Figura 3.8: Esquemático circuito pre-amplificación  
Elaboración propia

### 3.2.3.2 Filtrado de la señal

Una vez que se ha obtenido la señal amplificada de la etapa de pre-amplificación, se debe proceder a filtrar la señal, para delimitar su ancho de banda, el cual estará limitado entre los 20 y 500 Hz debido a que en este rango de frecuencias se encuentra la mayor energía de la señal electromiográfica. Por otro lado, también se filtrará la señal a 60Hz para poder eliminar el ruido proveniente de la red eléctrica. Luego de la etapa de filtrado se pretende obtener un ruido que este en el rango de los mV, específicamente que el ruido sea menor a 5mV, ya que a una escala de visualización de 1V/división este ruido no será apreciable para el posterior análisis de las señales electromiográficas.

Entre las configuraciones de filtros más conocidos, se encuentran el filtro Butterworth, Chebyshev y Bessel. En la figura 3.9 se puede observar una comparación entre la respuesta en frecuencia de los filtros mencionados anteriormente.

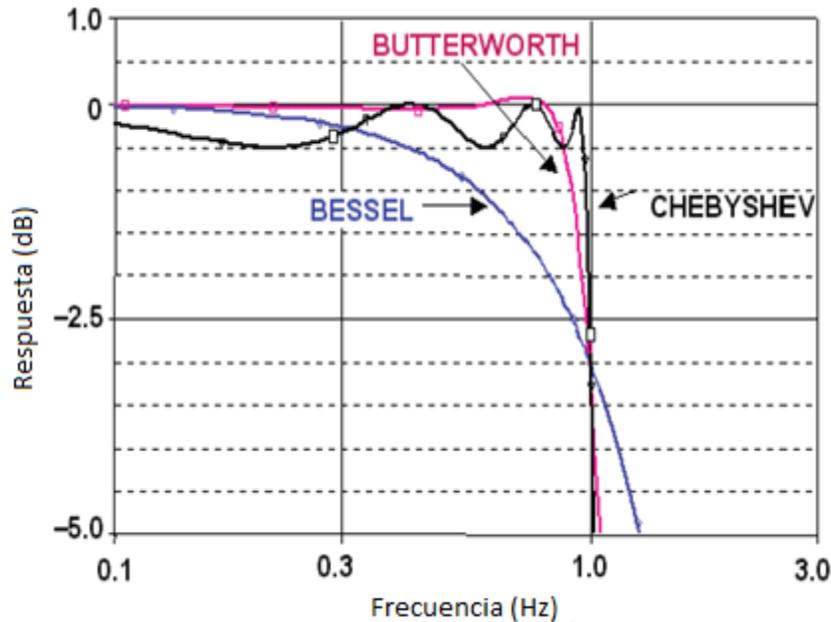


Figura 3.9: Comparación de la respuesta de los filtros Butterworth, Bessel y Chebyshev [28]

De lo anterior, se llega a la conclusión de usar filtros Butterworth para el diseño de los filtros a utilizar debido a que presenta una magnitud plana en la banda de paso en comparación a los otros filtros, y por otro lado, la pendiente con que desciende es bastante aceptable.

En esta etapa el circuito será alimentado por la fuente bipolar de  $\pm 15\text{VDC}$  generados en la etapa de alimentación. Se utilizarán los opamp TL074 basándose a que tiene un SLEW RATE y CMRR alto. Para el diseño del filtro pasa banda que se necesita diseñar, se usarán dos filtros de segundo orden en cascada, uno pasa altos y uno pasa bajos, en la configuración Sallen Key. El filtro pasa altos tendrá una frecuencia de corte ( $f_c$ ) de 20Hz y el filtro pasa bajos tendrá una frecuencia de corte de 500Hz.

Se procede a diseñar el filtro pasa altos. En la figura 3.10 se observa la configuración de un filtro pasa altos de segundo orden con alimentación bipolar.

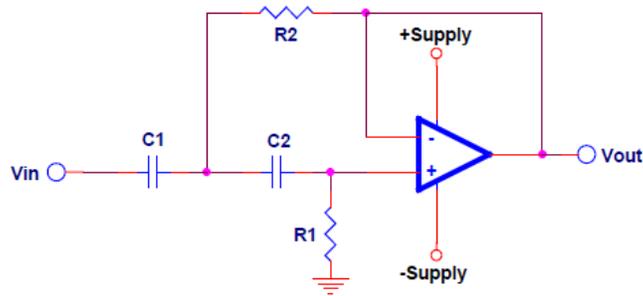


Figura 3.10: Filtro pasa altos de segundo orden en configuración Sallen Key [29]

Se elige un valor para C1 y C2 igual a 10uF. Ahora se calcula las resistencias R1 y R2.

$$R1 = \frac{1}{\sqrt{2} * \pi * C1 * fc}$$

Resolviendo se obtiene que R1= 1.12k. Dado que no es un valor comercial, se elegirá un valor R1=1.2kΩ

$$R2 = \frac{1}{2\sqrt{2} * \pi * C1 * fc}$$

De igual manera, resolviendo se obtiene R2=562.7. Igual que en el caso anterior ya que no es un valor comercial, se usará R2=560Ω.

Ahora se diseñará el filtro pasa bajos. En la figura 3.11 se muestra la configuración de un filtro pasa bajos de segundo orden.

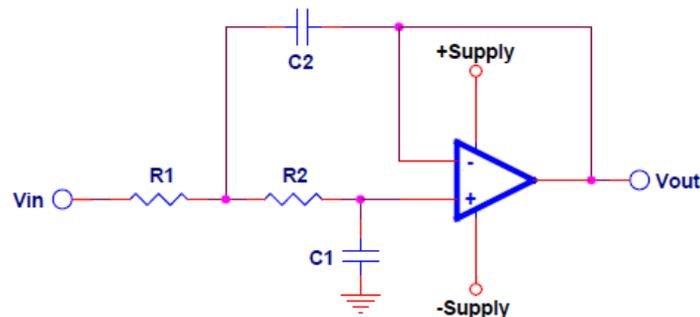


Figura 3.11: Filtro pasa bajos de segundo orden en configuración Sallen Key [29]

Se elige un valor para  $C1=22\text{nF}$ . Luego se halla el valor de  $C2$ , el cual es el doble del valor de  $C1$ , por lo tanto,  $C2=44\text{nF}$ . Dado que no es un valor comercial se elegirá  $C2=47\text{nF}$ . Ahora se hallan las resistencias  $R1$  y  $R2$ .

$$R1 = R2 = \frac{1}{2\sqrt{2} * \pi * C1 * fc}$$

Resolviendo, se obtiene  $R1=10.2\text{k}$ . Dado que no es un valor comercial, se elegirá  $R1=R2=10\text{k}\Omega$ .

En la figura 3.12 se muestra la respuesta del filtro en frecuencia. Se puede observar de la gráfica, que la frecuencia de corte del pasa altos es aproximadamente de  $20\text{Hz}$  y en el pasa bajo es de aproximadamente  $550\text{Hz}$ , lo cual se encuentra dentro del rango que se desea obtener.

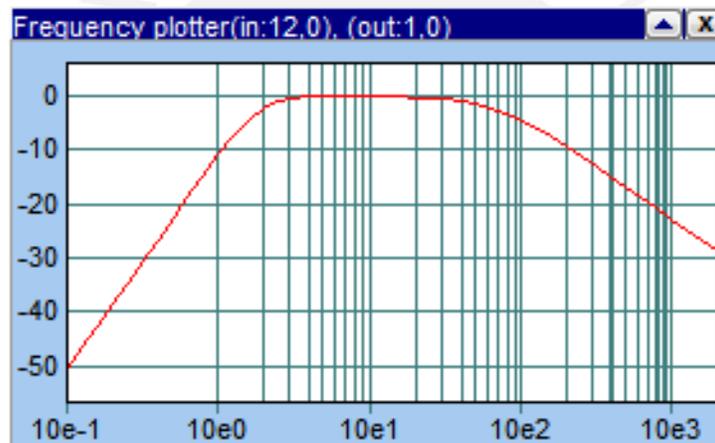


Figura 3.12: Respuesta en frecuencia del filtro pasa banda  
Fuente: Elaboración propia

Una vez diseñado el filtro pasa banda, se procede con el diseño de un filtro para filtrar el ruido a  $60\text{Hz}$  debido a la red eléctrica. Para esto se hará uso de un filtro Notch con frecuencia de corte ( $fc$ ) de  $60\text{Hz}$ . En la figura 3.13 se muestra la configuración de un filtro Notch.

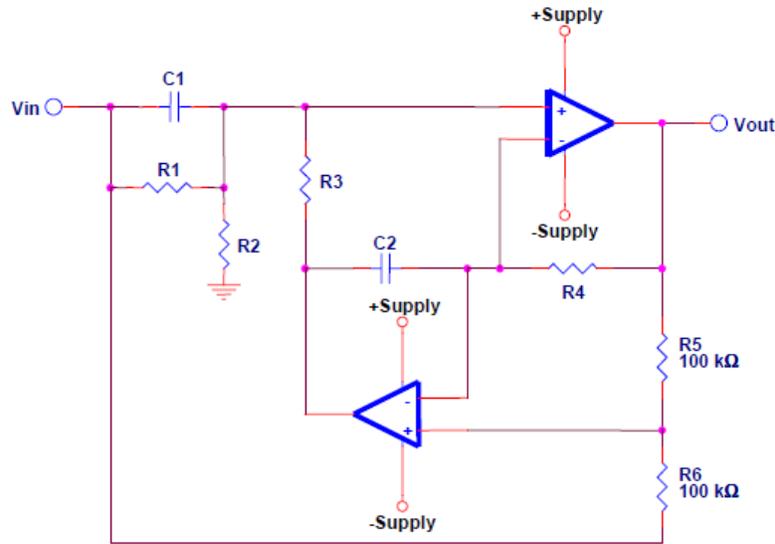


Figura 3.13: Filtro Notch [29]

Primero se escoge el valor de C1 y C2, entonces  $C1=C2=10\mu F$ . Ahora se hallarán las resistencias R3 y R4.

$$R3 = R4 = \frac{1}{2 * \pi * C1 * fc}$$

De lo anterior,  $R3=265.25$ , entonces se elige un valor comercial.  $R3=R4=270\Omega$

Ahora se hallan las resistencias R1 y R2, en donde:  $R1 = R2 = 20 * R3$

Resolviendo, se obtiene 5.3k, entonces al igual que el caso anterior se elegirán valores comerciales.  $R1=R2=5.6K\Omega$

En la figura 3.14 se muestra la respuesta en frecuencia del filtro Notch.

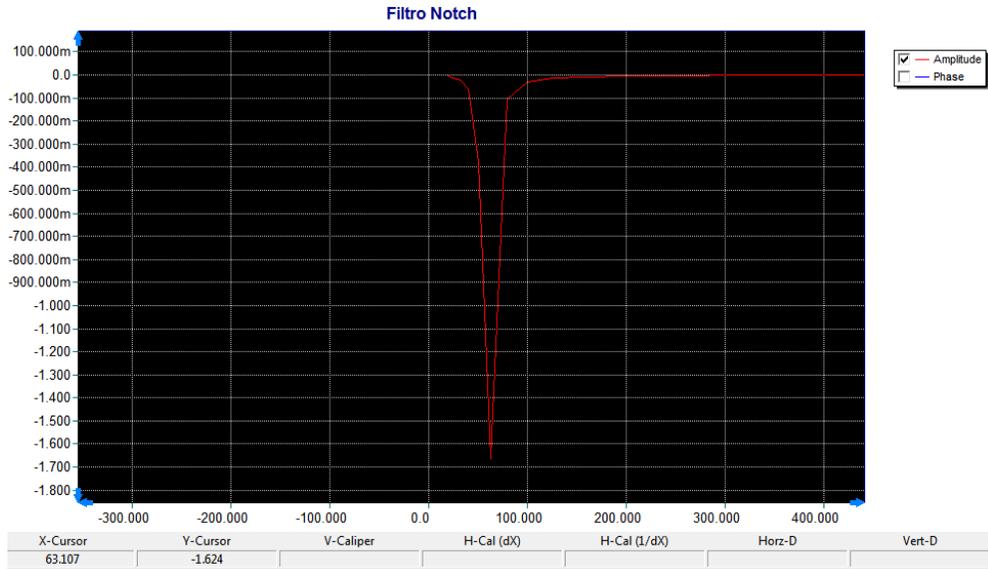


Figura 3.14: Respuesta en frecuencia del filtro Notch  
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, en la figura 3.15 se puede observar el circuito diseñado para el filtrado de la señal para un canal.

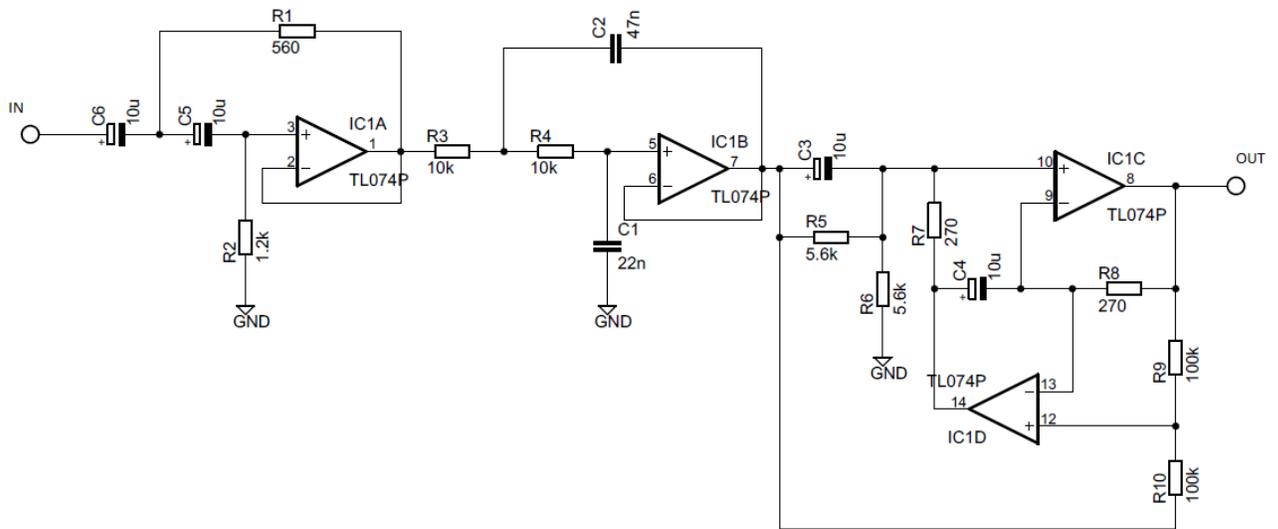


Figura 3.15: Circuito de filtrado de señal  
Elaboración propia

### 3.2.3.3 Amplificación y acondicionamiento

Luego de la etapa de filtrado, se podrá obtener una señal bastante limpia, y limitada en el rango de frecuencias que se desea. En esta etapa, luego de haber amplificado la señal con una ganancia de 100 en la etapa de pre - amplificado, se obtendrá a la entrada de esta etapa una señal de -1 a 1V. Ahora se amplificará la señal hasta obtener un valor que esté entre los -2.5V y los 2.5V para luego mediante un sumador obtener una señal que esté en el rango de 0 a 5V, y así finalmente obtener la señal acondicionada para ser transmitida al ADC. En la figura 3.16 se muestra un esquema de lo que se realizará en esta etapa.

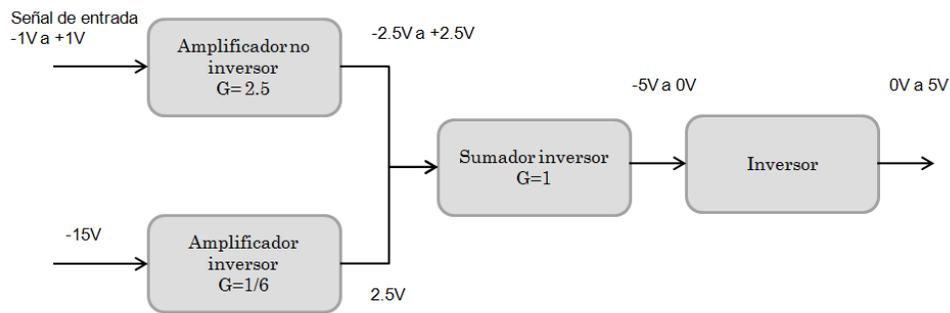


Figura 3.16: Esquema de la etapa de amplificación y acondicionamiento.  
Elaboración propia

En esta etapa se usará el Opamp TL074, los cuales serán alimentados por la fuente bipolar +/-15VDC. Para el amplificador se usará un opamp en configuración no inversora con una ganancia de 2.5. Se sabe que:  $G = 1 + R2/R1$

Por lo tanto, se escogerán  $R1 = 2.2k\Omega$  y  $R2 = 3.3k\Omega$ , de manera que se obtenga una ganancia de 2.5.

El voltaje que se sumará a la señal, se obtendrá a partir de la fuente de -15V que alimenta a los Opamp. Para obtener +2.5V se usará una configuración inversora con una ganancia de 1/6. En la figura 3.17 se muestra la configuración inversora de un Opamp.

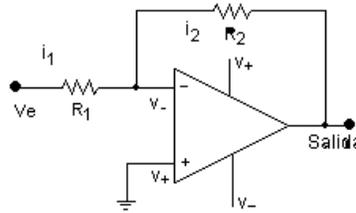


Figura 3.17: Amplificador inversor [27]

Se tiene que  $V_o = -V_i * \frac{R_2}{R_1}$ , entonces se eligen  $R_2=2k\Omega$  y  $R_1=12K\Omega$ .

Una vez que se tienen ambos voltajes se sumarán mediante un sumador inversor cuya configuración se muestra en la figura 3.18.

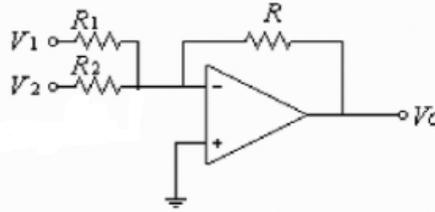


Figura 3.18: Amplificador sumador [27]

Para este tipo de configuración, si las resistencias  $R_1$  y  $R_2$  son iguales, se tendrá:

$$V_o = -\frac{R}{R_1} V_i, \text{ donde } V_i = V_1 + V_2.$$

Entonces, dado que la resistencias no afectan en gran manera, se elegirá  $R_1=R_2=R=1k\Omega$ . Seguidamente, ya que se tendrá el voltaje entre 0 y -5V, se usará un amplificador inversor de ganancia 1 con el fin de obtener la señal entre 0 y 5V.

Para este amplificador, dado  $V_o = -V_i * \frac{R_2}{R_1}$ , se usarán resistencias iguales de  $220\Omega$ .

En la figura 3.19 se muestra el circuito de esta etapa para un canal.

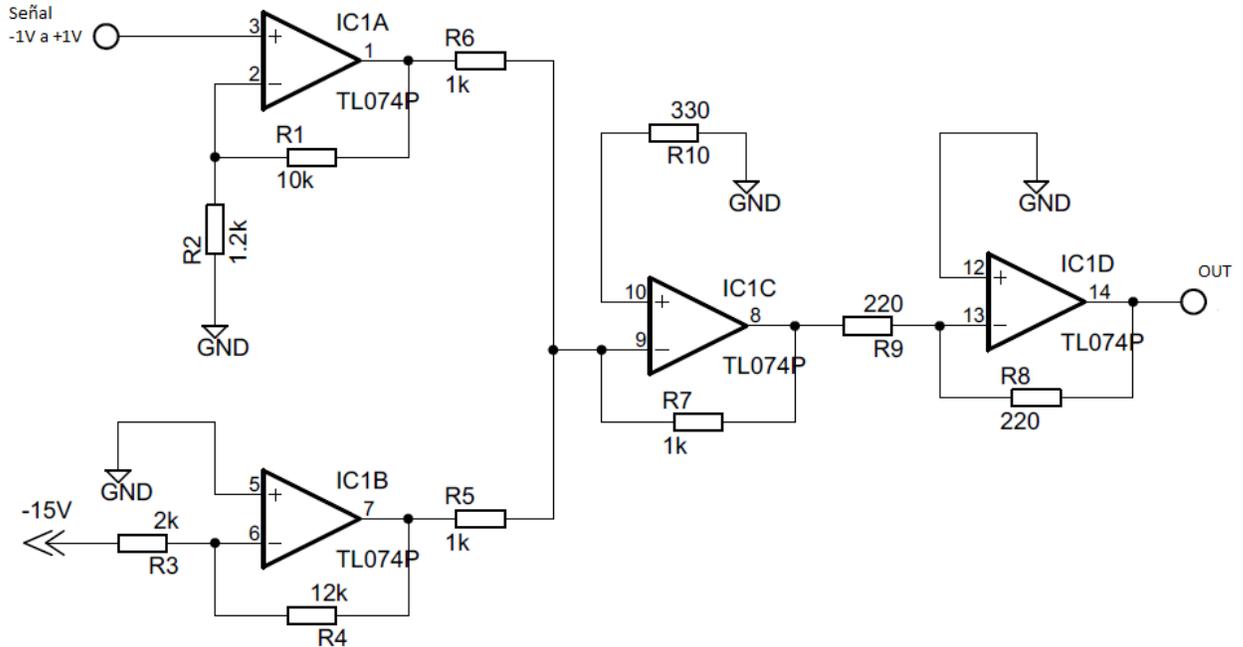


Figura 3.19: Circuito de la etapa final de amplificación.  
Elaboración propia

### 3.2.4 Etapa de digitalización y comunicación con la PC

#### 3.2.4.1 Elección del microcontrolador

Para el diseño de las etapas de digitalización y comunicación con la PC, se pretende usar un microcontrolador que sea capaz de realizar ambas etapas, de manera que se simplifique el diseño del sistema. A continuación se presentarán los principales requerimientos con los que debe cumplir el microcontrolador que será elegido posteriormente.

- Convertidor análogo – digital interno.
- Conversor análogo digital de 6 canales.
- Resolución mayor o igual a 8 bits.
- Sea capaz de comunicarse con la PC mediante comunicación serial.

En la tabla 3.3 se muestran algunos microcontroladores con sus respectivas características.

Características	Atmega8	Atmega88	16F877
Alimentación	4.5 – 5.5V	2.7 – 5.5V	2.0 – 5.5V
ADC interno	Si	Si	Si
Numero de canales para ADC	6	6	8
Frecuencia de trabajo	0 – 16Mhz	0 – 24Mhz	0 – 20Mhz
Resolución ADC	10 bits	10 bits	10 bits
Comunicación serial	Si	Si	Si
Disponibilidad en el mercado local	Si	Si	Si

*Tabla 3.3: Microcontroladores y características  
Elaboración propia*

Luego de analizar las características de los microcontroladores expuestos en la tabla 3.3, se optará por utilizar el microcontrolador Atmega8. Esto se debe a que el Atmega88 cumple con los requerimientos del sistema, ya que se trabajará a una frecuencia de 16Mhz con el fin de obtener una mayor velocidad al momento de muestrear los datos; y adicionalmente, se posee una mayor familiaridad con este integrado, como producto de experiencias anteriores.

#### 3.2.4.2. Digitalización

Para esta etapa se procederá a convertir la señal analógica en señal digital, para luego ser transmitida a la PC y ser visualizada en la misma. Para la conversión analógica-digital se hará uso de los ADC que posee el Atmega8, ya que este posee la cantidad de ADC internos necesarios para los canales que se implementarán en el sistema. A continuación se darán algunas características del integrado.

- Posee 6 convertidores analógico - digital
- Posee una resolución de 10 bits
- Precisión de +- 2 LSB
- Tiempo de conversión de 13 – 260 us

En la figura 3.20 se puede observar la distribución de pines del Atmega8. Se puede observar que para la conversión analógica – digital, la señal procedente de la etapa de acondicionamiento entrará al Puerto C del Atmega8, ya que es en este puerto que están los ADC internos del mismo.

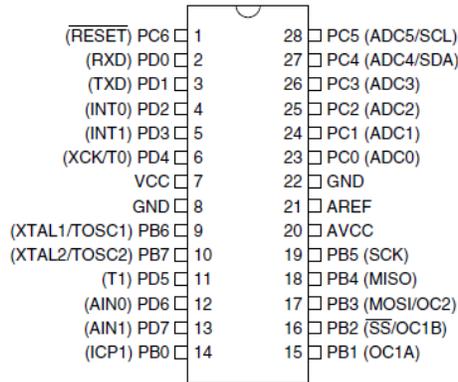


Figura 3.20: Distribución de pines del Atmega8 [33]

Para la conversión analógica – digital se tendrán en cuenta ciertos parámetros en la configuración del ADC del microcontrolador:

- Se usará un pre escalador de 1/32 para obtener una frecuencia de reloj del ADC de 500kHz, ya que el microcontrolador usará un cristal externo de 16MHz.
- Se configurará un ajuste izquierdo de manera que se usen sólo 8 bits de resolución.
- El voltaje de referencia ( $V_{ref}$ ) que usará el ADC será el mismo que el VCC que alimenta al microcontrolador, es decir, +5V.

El lenguaje usado para la programación del microcontrolador será el lenguaje ensamblador y el programa a utilizar es el VMLAB. A continuación, en la figura 3.21 se muestra el diagrama de flujo de la etapa de multiplexación de los canales.

En primer lugar se realiza la configuración tanto de los puertos de entrada y salida como el ADC. Luego se le otorga el valor de 0 al registro R20, el cual será denominado CANAL, y luego se realizan comparaciones con el fin de saber a qué canal le corresponde ser digitalizado. Una vez que se identifica el canal al que le corresponde ser digitalizado, se habilita dicho canal mediante la modificación de los bits 3:0 del registro ADMUX, y finalmente se llama a la subrutina que se encargara de la digitalización. En el caso de que

el registro CANAL sea igual a 5, luego de ser habilitado su respectivo canal, se le volverá a dar el valor de 0 con el fin de volver a realizar la cuenta nuevamente.

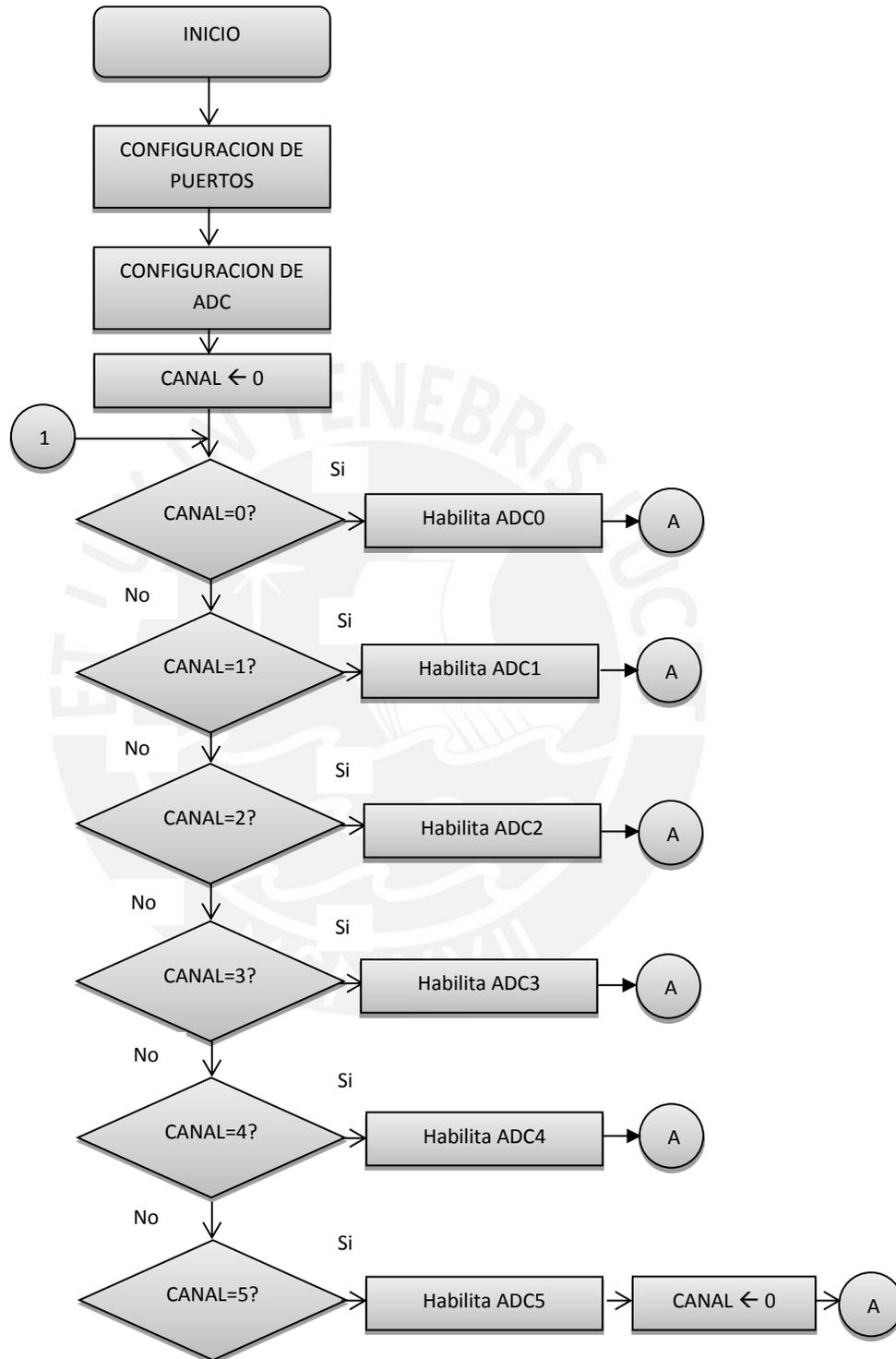


Figura 3.21: Diagrama de flujo de la multiplexación de canales  
Elaboración propia

En la tabla 3.4 se puede observar el valor que se debe otorgar a los bits 3:0 del registro ADMUX para habilitar cada uno de los ADC.

ADMUX (3:0)	ADC HABILITADO
0000	ADC0
0001	ADC1
0010	ADC2
0011	ADC3
0100	ADC4
0101	ADC5

*Tabla 3.4: Configuración del registro ADMUX para la habilitación del ADC  
Elaboración propia*

La subrutina que se utilizara para la digitalización se explicará a continuación. Para empezar la conversión, se pone en '1' el bit 6 del registro ADCSRA, es decir ADCS, luego de esto se sensa el mismo bit hasta que este se vuelva '0' lo cual indica que la conversión ha llegado a su fin. Una vez que la conversión ha finalizado el resultado es guardado solo en el registro ADCH ya que el convertidor ha sido configurado para usar solo 8 bits de resolución. Luego este resultado es movido al registro R18, el cual ha sido llamado DATO para luego ser enviado mediante comunicación serial a la PC. Posteriormente se incrementa en uno el registro CANAL, el cual es usado para la multiplexación de canales, de modo que incremente en 1 su cuenta cada vez que se realiza una digitalización. Finalmente se vuelve a la etapa de multiplexación de canales.

En la figura 3.22 se muestra el diagrama de flujo para la subrutina de digitalización.

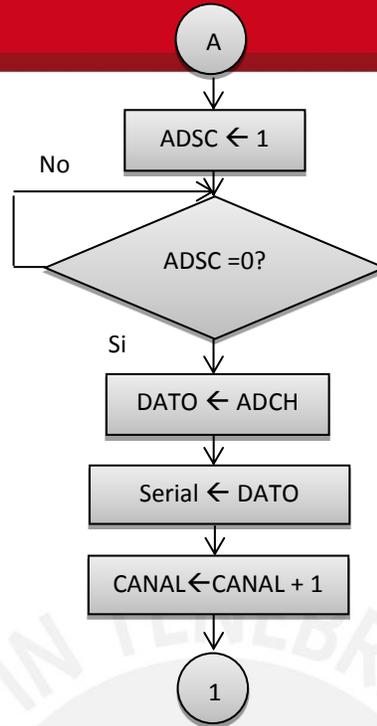


Figura 3.22: Diagrama de flujo del convertidor A/D  
Elaboración propia

En la figura 3.23 se muestra el diagrama esquemático del Atmega realizado en Eagle.

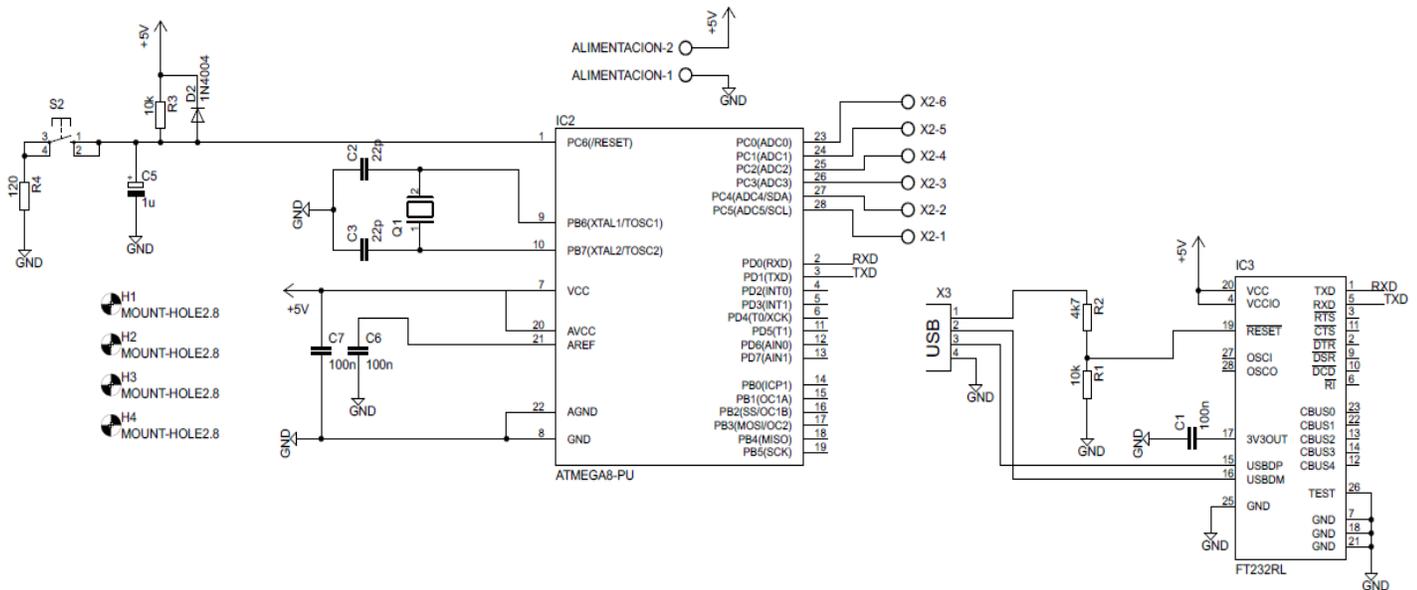


Figura 3.23: Circuito Atmega8  
Elaboración Propia

Ahora se hará un pequeño resumen de lo que se ha realizado hasta el momento. Para empezar, se eligieron los electrodos a usar, los cuales son electrodos de superficie desechables. Luego se realizó una pre amplificación de la señal de entrada, la cual está en el rango de 0 a 10mV, con el fin de obtener una señal que este entre -1V y +1V. Luego de esta etapa se diseñó una etapa de filtrado, la cual está compuesta por un filtro pasa banda de 20Hz a 500Hz y un filtro Notch que filtra el ruido de la línea a una frecuencia de 60Hz. A continuación de la etapa de filtrado se encuentra la etapa de amplificación y acondicionamiento, en donde se acondiciona la señal de entrada con el fin de obtener a la salida una señal que este en el rango de 0 a +5V, de manera que esta señal pueda ser digitalizada en la siguiente etapa. Finalmente se ha diseñado la etapa de digitalización, en donde se multiplexan los 6 canales que se tienen y luego se digitalizan mediante el uso del microcontrolador Atmega8, de manera que ya se obtienen las señales digitalizadas y listas para ser transmitidas a la PC. En la figura 3.24 se muestra un esquema de lo que se ha realizado hasta el momento.

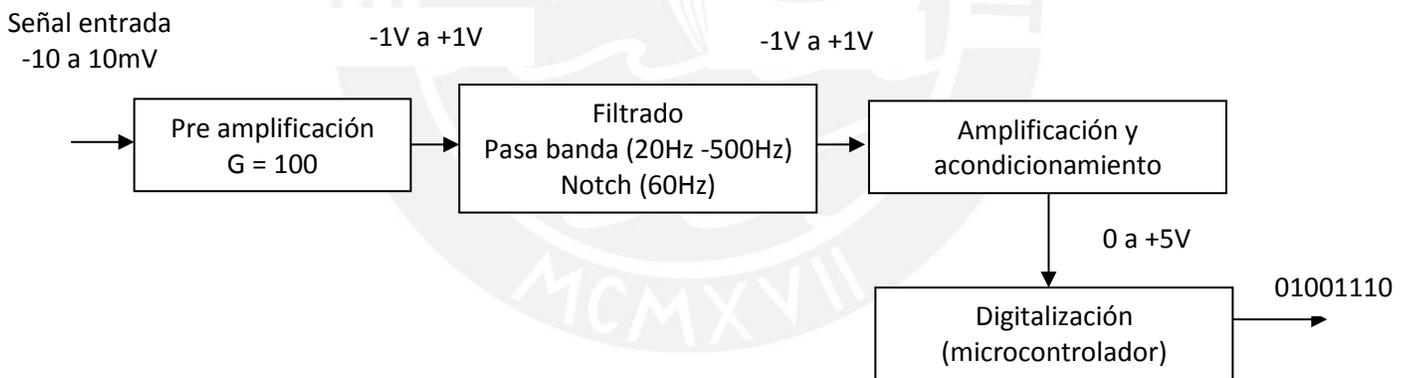


Figura 3.24: Esquema de lo realizado hasta el momento  
Elaboración Propia

### 3.2.4.3. Comunicación con la PC

En esta etapa se transmitirán los datos digitalizados a la PC, con el fin de poder visualizarlos posteriormente a través del software que se desarrollará para la visualización.

Para esta etapa se usará comunicación serial a través del puerto USB, ya que actualmente la mayoría de computadoras y las laptops no cuentan con puertos RS232. Para esto se utilizará el microcontrolador Atmega8 y un integrado que haga posible la comunicación con la PC.

El microcontrolador Atmega8 necesita un circuito adicional de interfaz entre el puerto UART y el puerto USB de la PC y para este propósito se usará el integrado FT232RL ya que es una solución ideal para reemplazar el puerto RS232 por el USB y posee drivers libres para la mayoría de los sistemas operativos como Windows y Linux y por otro lado es el integrado más usado dentro de la familia FTDI.

El FT232RL posee las siguientes características: se alimenta desde 3.3VDC a 5.25VDC, su tasa de transmisión es de 300 baudios a 1Mbaudio, no requiere de cristales externos, consume bajas corriente (15mA típicamente) y posee un driver de transmisión y recepción de datos, para la transmisión con el microcontrolador. En la figura 3.26 se muestra la distribución de pines del FT232RL.

La comunicación serial con la PC, tendrá la siguiente configuración:

- Velocidad de transmisión de 9600 bps
- Modo asíncrono doble velocidad
- Bits de datos: 8 bits
- Bits de paridad: paridad impar
- Bits de parada: 1

A continuación, en la figura 3.25 se muestra el diagrama de flujo para la comunicación serial.

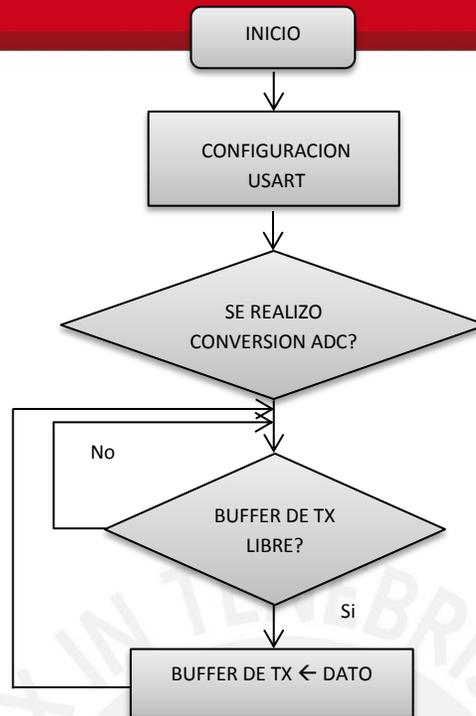


Figura 3.25: Diagrama de flujo USART  
Elaboración propia

Para empezar se configura el USART, es decir, se configura la velocidad de transmisión, el número de bits de datos, si hay o no bits de paridad, bits de parada. Una vez que se realizó la conversión A/D se comienza a realizar la comunicación serial. Para esto, primero se sensa el bit UDRE del registro UCSRA, el cual nos indica si el buffer de transmisión de datos esta libre o no. Si el bit UDRE es '1' quiere decir que el buffer de transmisión esta libre, entonces se envía DATO, que es el resultado luego de la digitalización, al buffer TX de transmisión y de esta manera se transmite el dato anteriormente digitalizado para luego ser graficado en la PC.

El diagrama esquemático del microcontrolador Atmega8L y el integrado FT232RL se muestra en la figura 3.23, mostrada anteriormente.

### 3.2.5 Desarrollo del software para la visualización

Para la etapa de visualización de datos, el software que se usa es el Matlab versión R2010a. En este entorno se podrá visualizar las señales bioeléctricas producidas durante la contracción muscular en una escala temporal, para lo cual se ingresará un parámetro inicial que indique la duración (en segundos) del ensayo.

En la figura 3.26 se muestra el diagrama de flujo del programa.

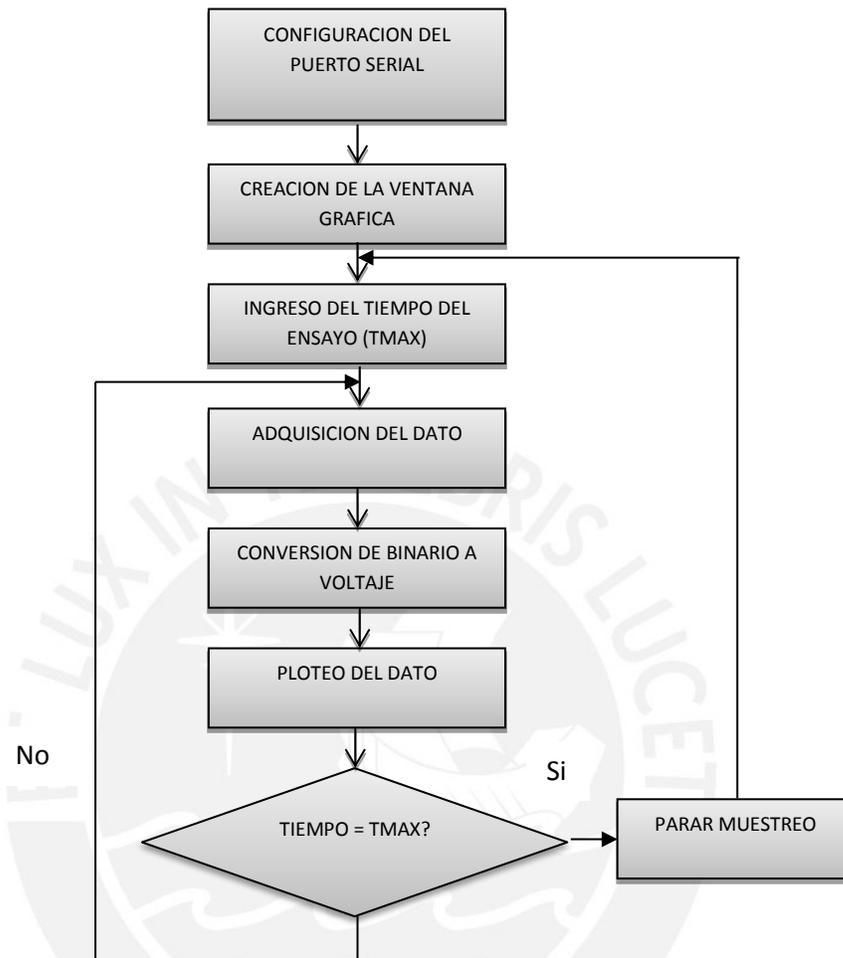


Figura 3.26: Diagrama de flujo del software  
Elaboración propia

## CAPITULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

### 4.1 Pruebas de los bloques independientes

#### 4.1.1 Prueba de la etapa de alimentación

Para la etapa de alimentación se probó de manera simultánea la generación de los voltajes de +15, -15 y 5VDC, utilizando un multímetro digital. En la figura 4.1 se muestra el circuito de alimentación, en donde a partir de un voltaje de 12 VAC de entrada, el cual será proporcionado por el transformador, se obtendrá a las salidas voltajes alrededor de los  $\pm 15$ VDC, los cuales son útiles para alimentar las otras etapas del sistema y adicionalmente se obtiene un voltaje de +5VDC para alimentar al microcontrolador y al FT232R.

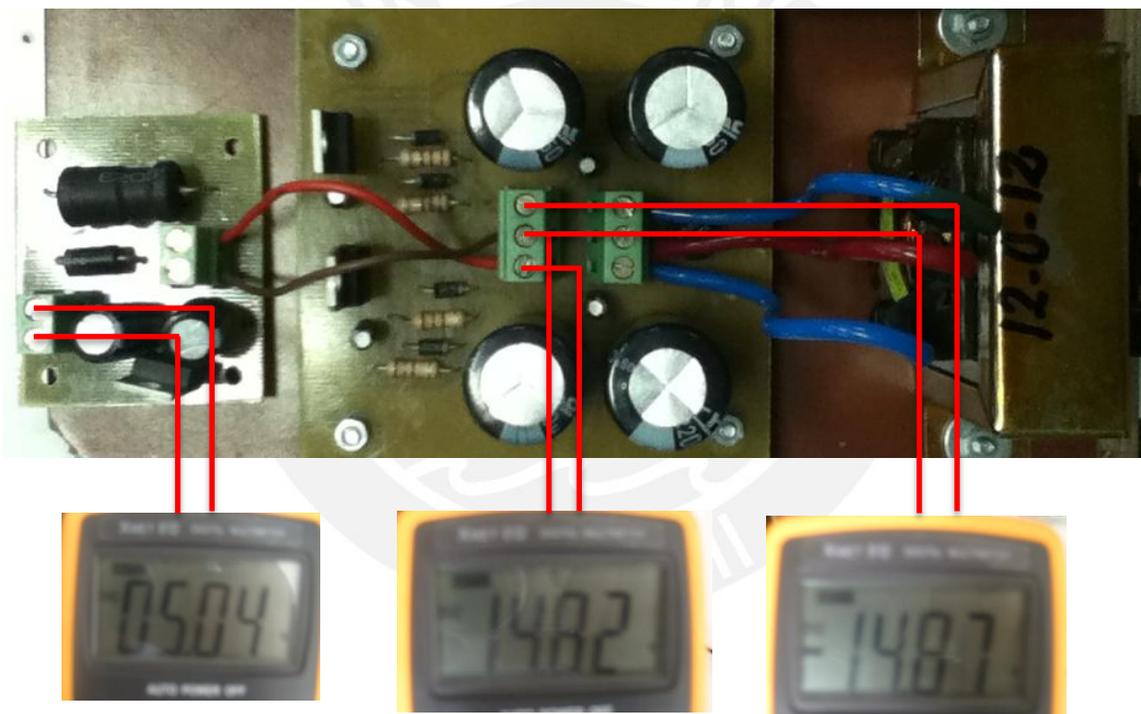


Figura 4.1: Circuito de alimentación  $\pm 15$ VDC y +5VDC  
Elaboración propia

En la figura 4.1 se pueden observar los resultados obtenidos con el multímetro. Se puede notar que los voltajes son bastante cercanos a los requeridos por el sistema.

#### 4.1.2 Prueba de la etapa de acondicionamiento

De aquí en adelante se realizarán las pruebas de la etapa analógica, para lo cual se hará uso de un osciloscopio digital.

##### 4.1.2.1 Prueba de la etapa de Pre – amplificación

Para la etapa de pre–amplificación se realizaron las pruebas tanto del amplificador de instrumentación como del amplificador en configuración no inversora de manera conjunta.

En la figura 4.3 se puede observar la señal obtenida en el osciloscopio durante la contracción del bíceps. Como se mencionó en el capítulo 2, las señales bioeléctricas generadas poseen una amplitud entre los  $-10\text{mV}$  y  $+10\text{mV}$ , por lo que luego de ser amplificadas con una ganancia de aproximadamente 100, las señales tendrán una amplitud entre  $-1\text{V}$  y  $+1\text{V}$ . Adicionalmente se puede observar que existe ruido, el cual será filtrado posteriormente.

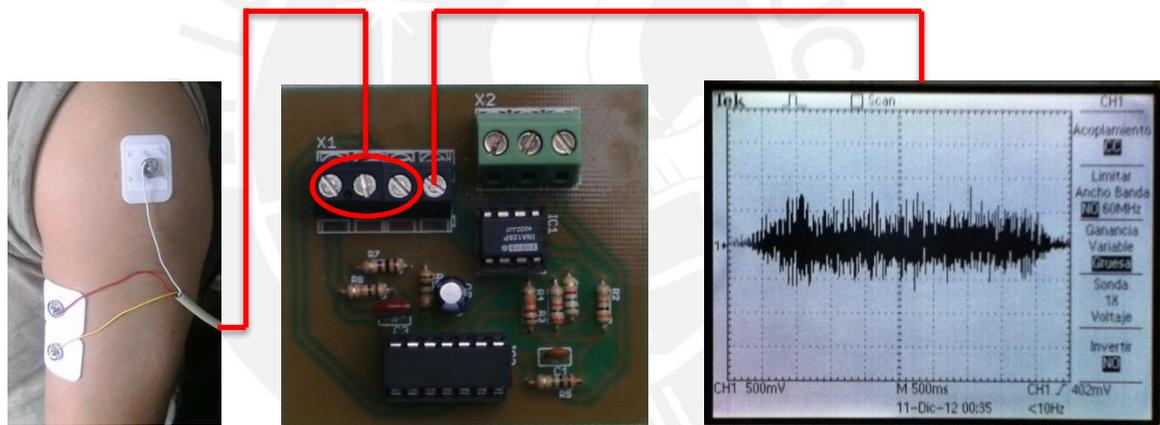


Figura 4.2: Prueba del circuito de pre-amplificación  
Elaboración propia

##### 4.1.2.2 Prueba de la etapa de Filtrado

Para esta prueba se analizará la señal tanto a la entrada como salida de la etapa de filtrado. En la figura 4.3 se muestra la señal obtenida antes y después del filtro durante la contracción muscular, y en la figura 4.4 se muestra la señal de ruido sin realizar ninguna contracción en el músculo. Para cada imagen, en la parte superior se muestra la señal antes del filtro y en la parte inferior se muestra la señal luego de ser filtrada.

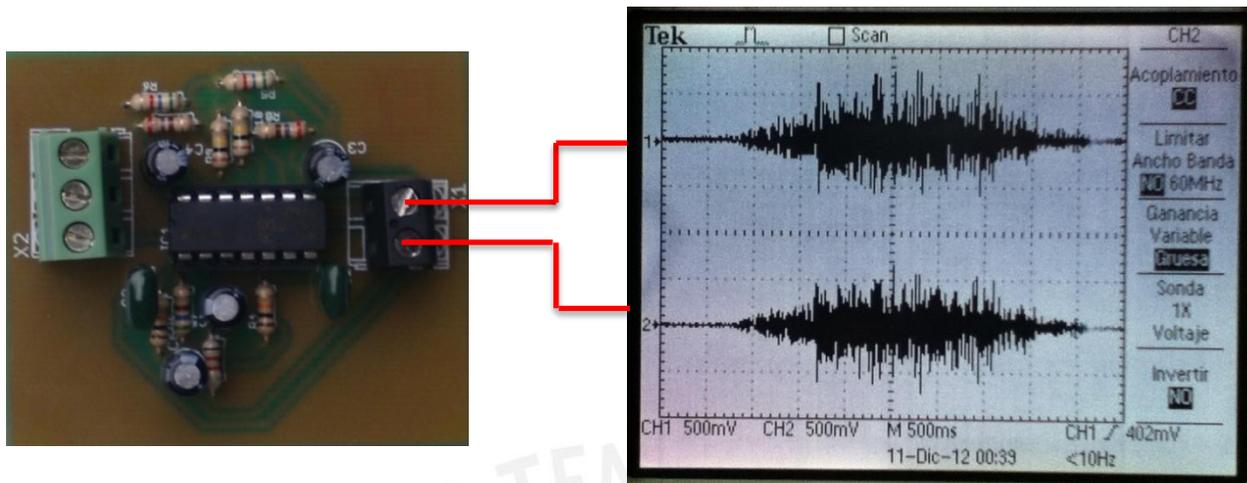


Figura 4.3: Prueba del circuito de filtrado  
Elaboración propia

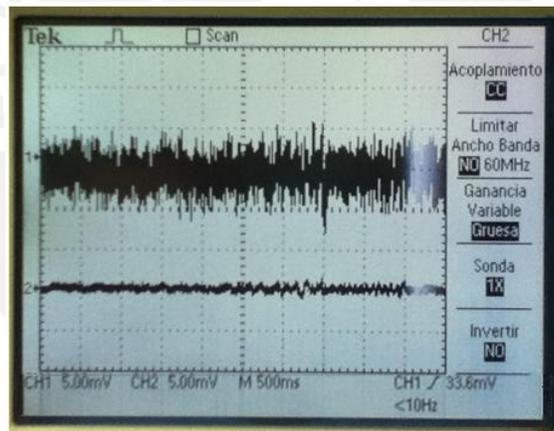


Figura 4.4: Señal de ruido antes y después del filtro  
Elaboración propia

De la figura 4.4 se puede observar que la amplitud del ruido antes de la etapa de filtrado es de aproximadamente 5mV, mientras que la señal de ruido después de la etapa de filtrado es de aproximadamente 1mV. Ahora se analizará la relación señal a ruido (SNR) antes y después de la etapa de filtrado. Para esto se sabe que el SNR se puede hallar mediante la relación de voltajes entre la señal y el ruido. Se tiene que:

$$SNR = 20 \log \left( \frac{\text{Amplitud de la señal}}{\text{Amplitud de la señal de ruido}} \right)$$

Entonces, dado que nuestra señal está en un rango de -1V y +1V, se tomará una amplitud de la señal de 1V. Entonces, para la señal a la entrada del filtro se tendrá:

$$SNR = 20 \log \left( \frac{1}{0.005} \right)$$

De esto se obtiene  $SNR = 46.02$  dB

Para la señal filtrada, se tendrá:

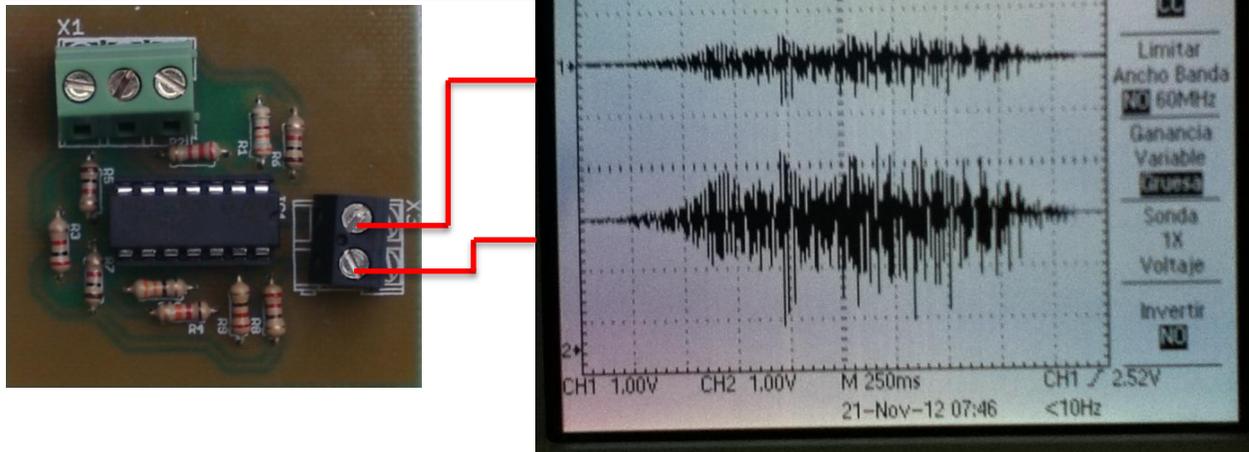
$$SNR = 20 \log \left( \frac{1}{0.001} \right)$$

Y se obtiene  $SNR = 60$  dB

Como se puede notar, el SNR a la salida del filtro es de 60 dB, lo que significa que la relación entre la señal y el ruido es de aproximadamente 1000. Como se puede observar el ruido, luego de la etapa de filtrado era de 1mV y este valor es pequeño en relación a la señal que nos interesa.

#### 4.1.2.3 Prueba de la etapa de amplificación y acondicionamiento

En esta etapa se tiene como entrada una señal filtrada entre -1V y +1V, y se debe obtener a la salida una señal que este entre 0 y +5V de manera que posteriormente se pueda digitalizar mediante el ADC del microcontrolador. En la figura 4.5 se muestra la señal obtenida mediante el osciloscopio. En la parte superior se muestra la señal antes de la etapa de amplificación y acondicionamiento y en la parte inferior se muestra la señal luego de ser procesada.



*Figura 4.5: Prueba realizada de la etapa de amplificación y acondicionamiento  
Elaboración propia*

Como se puede observar, la amplitud de la señal se encuentra entre los 0 y +4V, lo cual está dentro del rango que se deseaba obtener. Ahora la señal está lista para ser digitalizada.

#### 4.1.3 Prueba de la etapa de digitalización, comunicación y software

En esta prueba se visualizarán los resultados directamente en el software desarrollado en Matlab. Como se mencionó en el Capítulo 3.2.5, la aplicación desarrollada requiere como parámetro inicial la duración (en segundos) del ensayo.

Para esta prueba se ingresó un valor de tiempo de 10 segundos. En la figura 4.6 se muestra la tarjeta impresa mostrando la entrada de los canales y la salida USB que sirve para conectar el sistema con la PC, y en la figura 4.7 se puede observar la gráfica obtenida en Matlab.

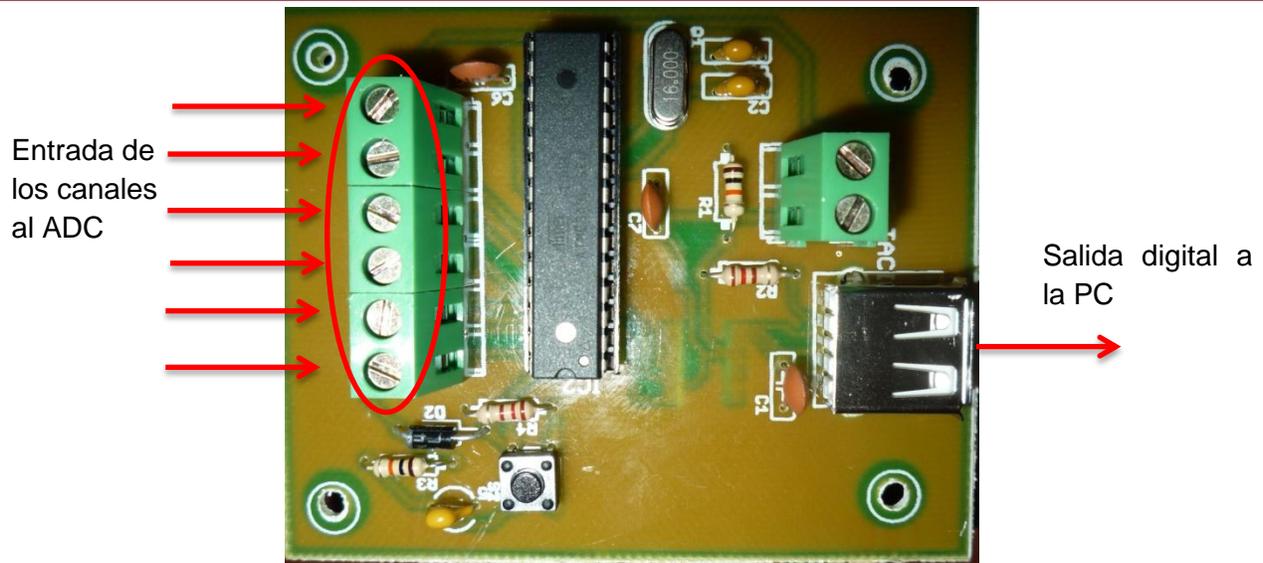


Figura 4.6: Tarjeta impresa de la etapa de digitalización y comunicación  
Elaboración propia

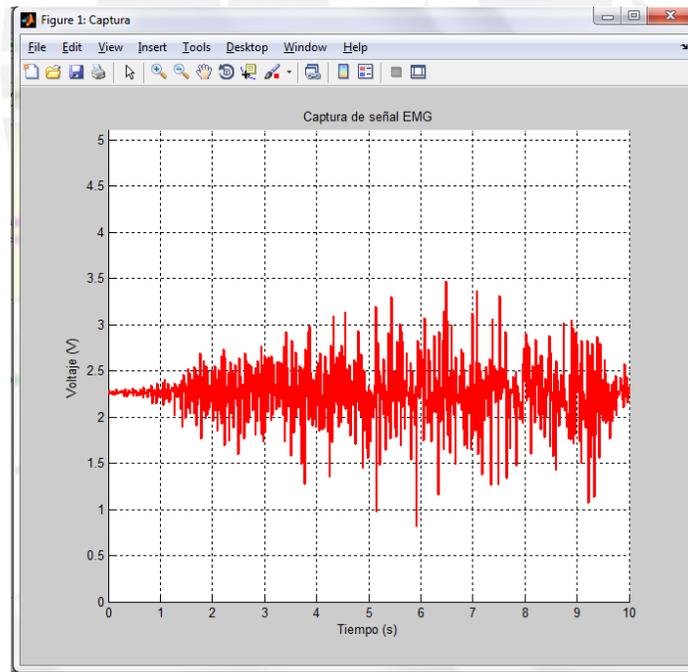


Figura 4.7: Prueba realizada de la etapa de digitalización, comunicación y software  
Elaboración propia

Ahora, se realizarán algunas comparaciones entre la señal EMG obtenida mediante un osciloscopio digital y la señal obtenida en el software desarrollado. La señal mostrada fue adquirida durante la contracción del músculo bíceps. En las figuras 4.8 y 4.9 se observa la comparación entre las señales obtenidas en el osciloscopio y en el software para un mismo intervalo de tiempo ( $t = 10$  segundos).

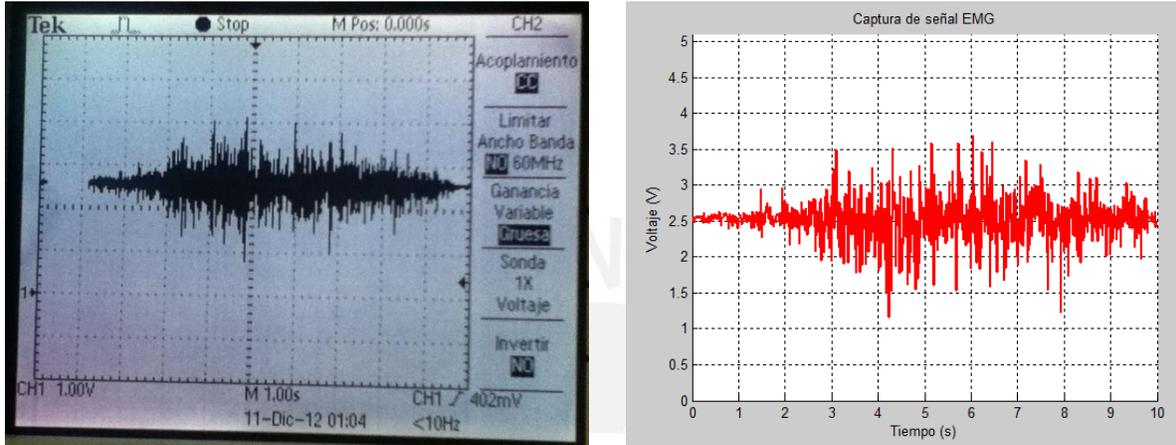


Figura 4.8: Comparación entre la señal obtenida mediante el osciloscopio y el software desarrollado  
Elaboración propia

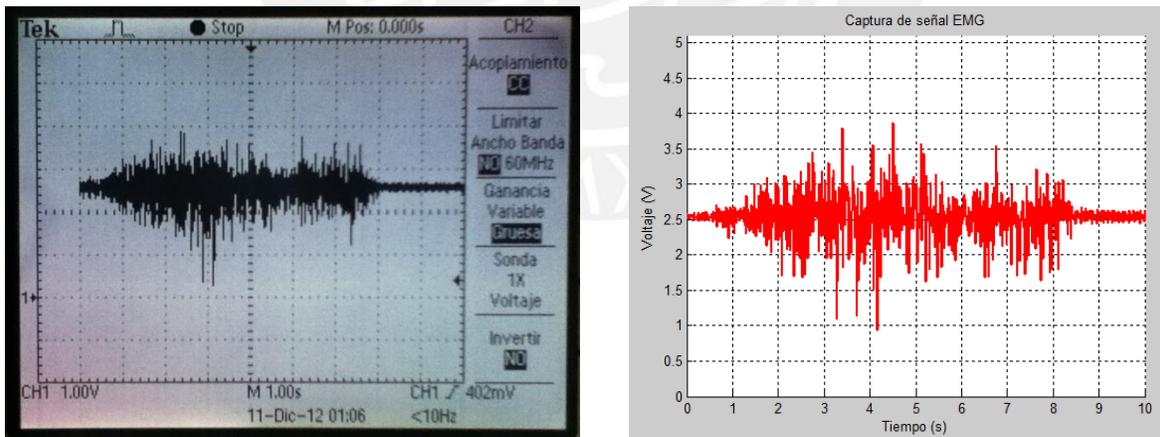
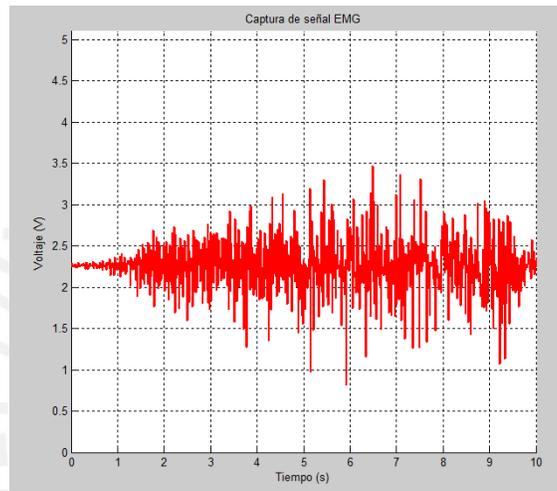


Figura 4.9: Comparación entre la señal obtenida mediante el osciloscopio y el software desarrollado  
Elaboración propia

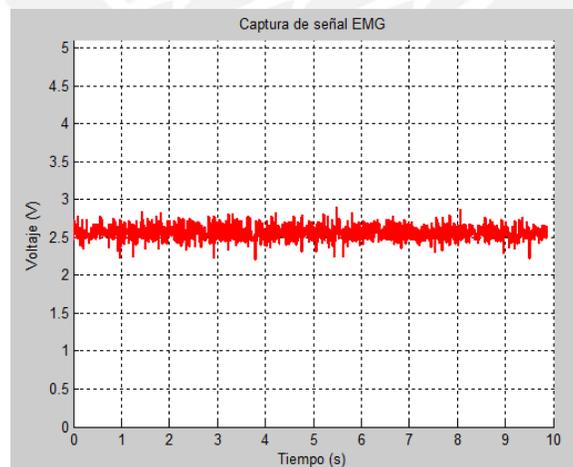
## 4.2 Pruebas del sistema

### 4.2.1 Pruebas por tipo de músculo

En este apartado se realizarán pruebas en el músculo bíceps y en los gemelos, con el fin de comprobar el funcionamiento del equipo tanto para extremidades superiores e inferiores. En la figura 4.10 se muestra la señal EMG del músculo bíceps durante una contracción concéntrica y en la figura 4.11 se observa la señal EMG de los músculos gemelos durante una contracción isométrica.



*Figura 4.10: Prueba realizada sobre el músculo bíceps durante contracción concéntrica  
Elaboración propia*



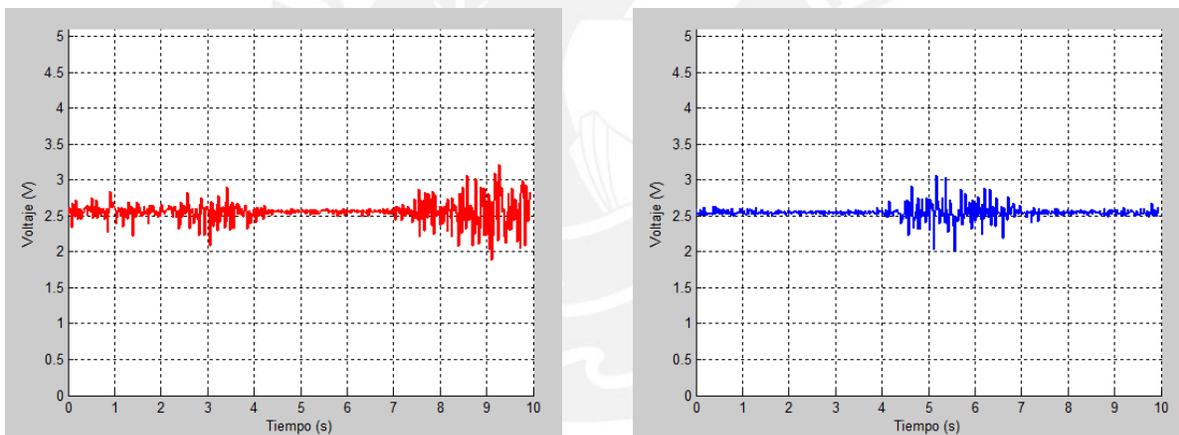
*Figura 4.11: Prueba realizada sobre los músculos gemelos durante contracción isométrica  
Elaboración propia*

#### 4.2.2 Pruebas de los canales

En esta sección se mostrarán los resultados obtenidos en el software desarrollado en Matlab durante la contracción de 2 músculos diferentes. Estos ensayos tuvieron una duración de 10 segundos.

##### A. Bíceps y tríceps

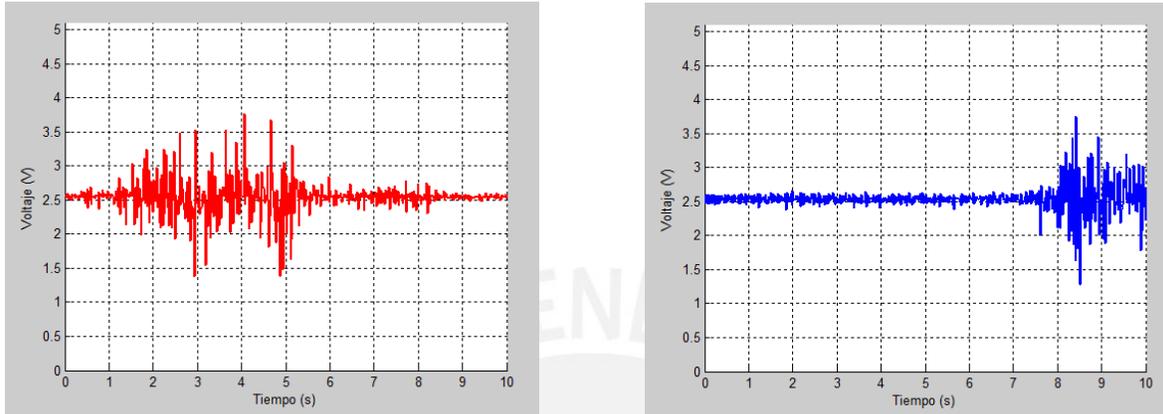
Para esta prueba se realizarán dos tipos de ensayo. Los datos que se adquirieron fueron tomados durante el ejercicio Curl Bíceps con una mancuerna de 4kg. En el primer ensayo se realizará el ejercicio con la mancuerna de manera que cuando el brazo se encuentre formando un ángulo de  $180^\circ$  se ejercerá tensión hacia atrás con el fin de contraer el tríceps, y posteriormente se volverá a realizar el ejercicio Curl Bíceps. En la figura 4.12 se muestran las señales obtenidas del bíceps, al lado izquierdo, y del tríceps, al lado derecho.



*Figura 4.12: Prueba realizada sobre el músculo bíceps y tríceps durante el ejercicio Curl Bíceps de manera rápida  
Elaboración propia*

Se puede observar que la señal EMG del bíceps aumenta durante la elevación de la mancuerna, mientras que el tríceps no genera contracción, por lo que la señal EMG de este no varía. Luego, cuando el brazo se encuentra recto, con un ángulo de  $180^\circ$ , se genera tensión en el músculo tríceps, por lo tanto, la amplitud de la señal EMG aumenta, mientras que la amplitud de la señal producida por el bíceps no varía, ya que este músculo no genera tensión. Luego se vuelve a elevar la mancuerna de manera que el bíceps se contrae y el tríceps no genera tensión.

En el segundo ensayo se realizará el mismo ejercicio, con la diferencia que, en esta oportunidad se ejecutará el ejercicio una sola vez y de manera lenta. En la figura 4.13 se muestran las señales obtenidas del bíceps, al lado izquierdo, y del tríceps, al lado derecho.

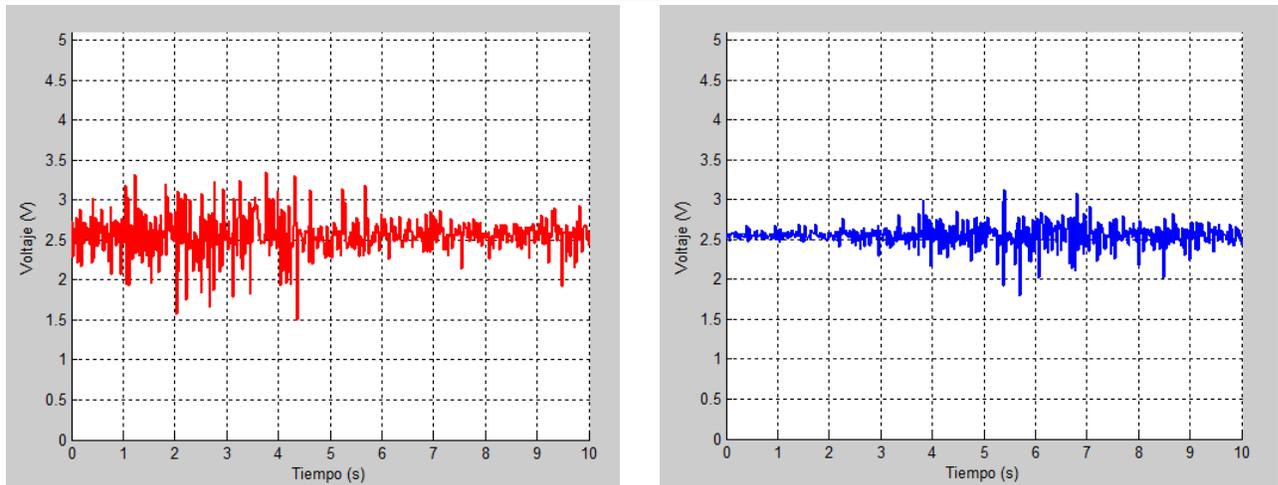


*Figura 4.13: Prueba realizada sobre el músculo bíceps y tríceps durante el ejercicio Curl  
Bíceps  
Elaboración propia*

En la figura 4.13 se puede notar que el bíceps se contrae al momento de elevar la mancuerna, generando señales bioeléctricas, mientras que el tríceps no genera ninguna señal debido a que durante esta fase del ejercicio, este músculo no genera ninguna tensión. Por otro lado, al momento de bajar la mancuerna, cuando el brazo forma un ángulo de  $180^\circ$  el bíceps no genera ninguna tensión, en cambio, el músculo tríceps empieza a contraerse.

#### B. Bíceps y flexor del antebrazo

Para este ensayo, se realizó el mismo ejercicio anterior y con una mancuerna del mismo peso (4kg). En la figura 4.14 se muestran las señales obtenidas durante la contracción en ambos músculos. La señal EMG generada por el bíceps se encuentra a la derecha y la señal generada por el flexor del antebrazo se encuentra al lado izquierdo.



*Figura 4.14: Prueba realizada sobre el músculo bíceps y el flexor del antebrazo durante el ejercicio Curl Bíceps  
Elaboración propia*

En la figura 4.13 se observa que durante la elevación de la mancuerna, el bíceps genera una mayor tensión con el objetivo de superar la resistencia generada por la mancuerna y la fuerza de gravedad. Por otro lado, al momento del descenso, el bíceps también genera tensión al frenar el movimiento de la mancuerna por efecto de la gravedad, sin embargo, se puede notar que durante este movimiento, el flexor del antebrazo genera una mayor tensión que al momento de la elevación.

### 4.2.3 Pruebas por tipo de contracción

Para realizar las pruebas del sistema desarrollado, las señales EMG serán adquiridas de distintas personas durante la contracción muscular. Para esto, se realizarán tres tipos distintos de contracción:

- a) Isométrica, en donde el músculo no se alarga ni se acorta, es decir, se mantiene estático.
- b) Concéntrica, cuando el músculo desarrolla una tensión suficiente para superar una resistencia, de manera que este se acorta.
- c) Excéntrica, la cual se lleva a cabo cuando el músculo desarrolla tensión alargándose, es decir, extendiendo su longitud.

Para la realización de estas pruebas las señales que se estudiarán serán adquiridas durante la contracción del músculo bíceps, usando una mancuerna. Adicionalmente, para cada tipo de contracción, se tomarán datos con 3 distintos pesos: 2kg, 6kg y 10kg; y la duración del ensayo será de 10 segundos.

#### PERSONA N°1

Edad: 22 años

Sexo: Masculino

Altura: 1.64 m

Peso: 66 kg

Contextura: Atlético

Condición física: Entrenamiento regular.

Contracción isométrica:

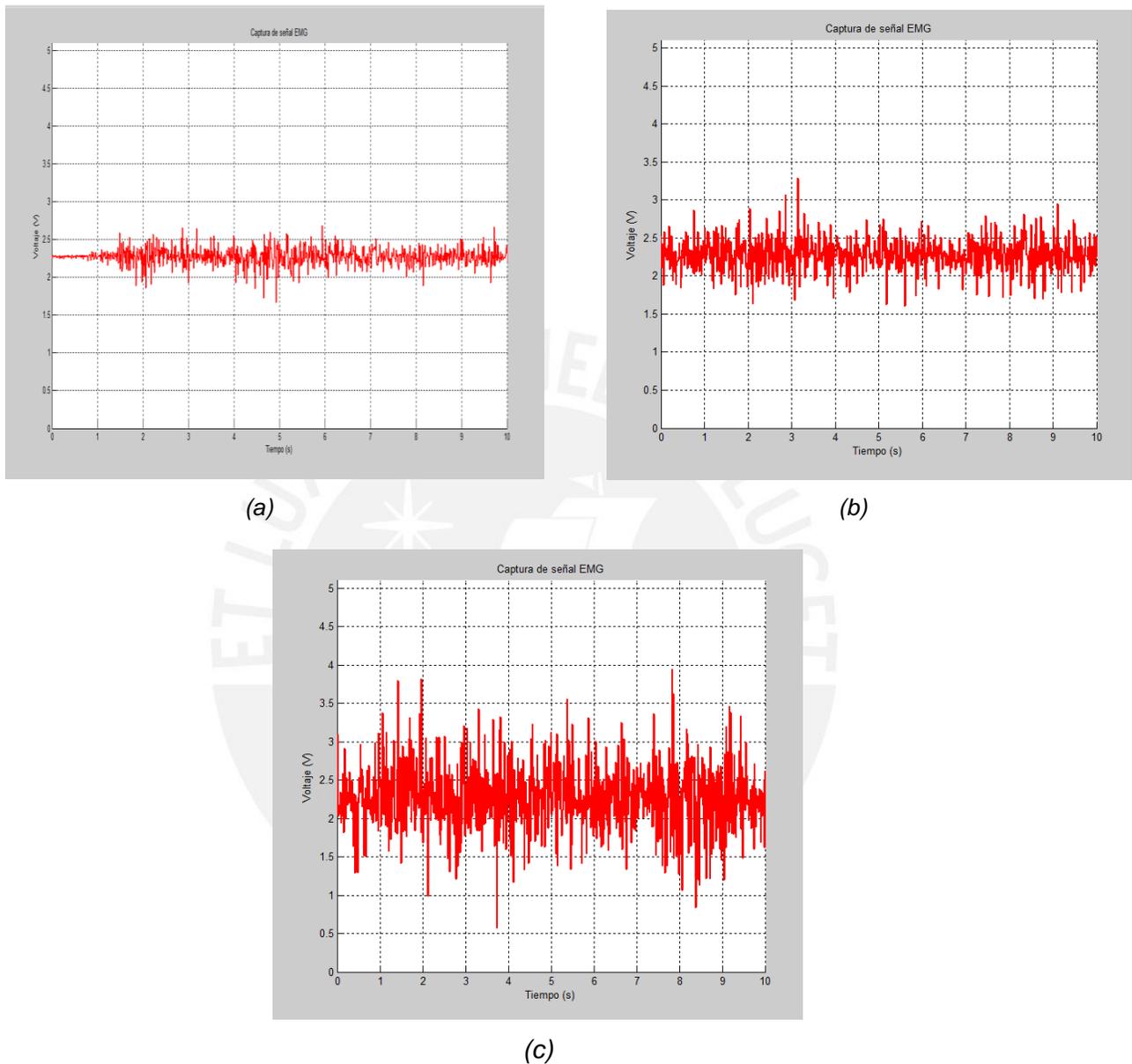


Figura 4.15: (a) Contracción isométrica con 2kg, (b) Contracción isométrica con 6kg, (c) Contracción isométrica con 10kg  
Elaboración propia

En las figuras 4.15a, 4.15b y 4.15c se observa que la amplitud de las señales EMG se mantienen en un rango constante dado que la tensión realizada por el músculo es constante debido a que el músculo no se contrae ni se alarga. Por otro lado, se puede notar que, conforme se aumenta el peso de la mancuerna, la amplitud de la señal EMG aumenta.

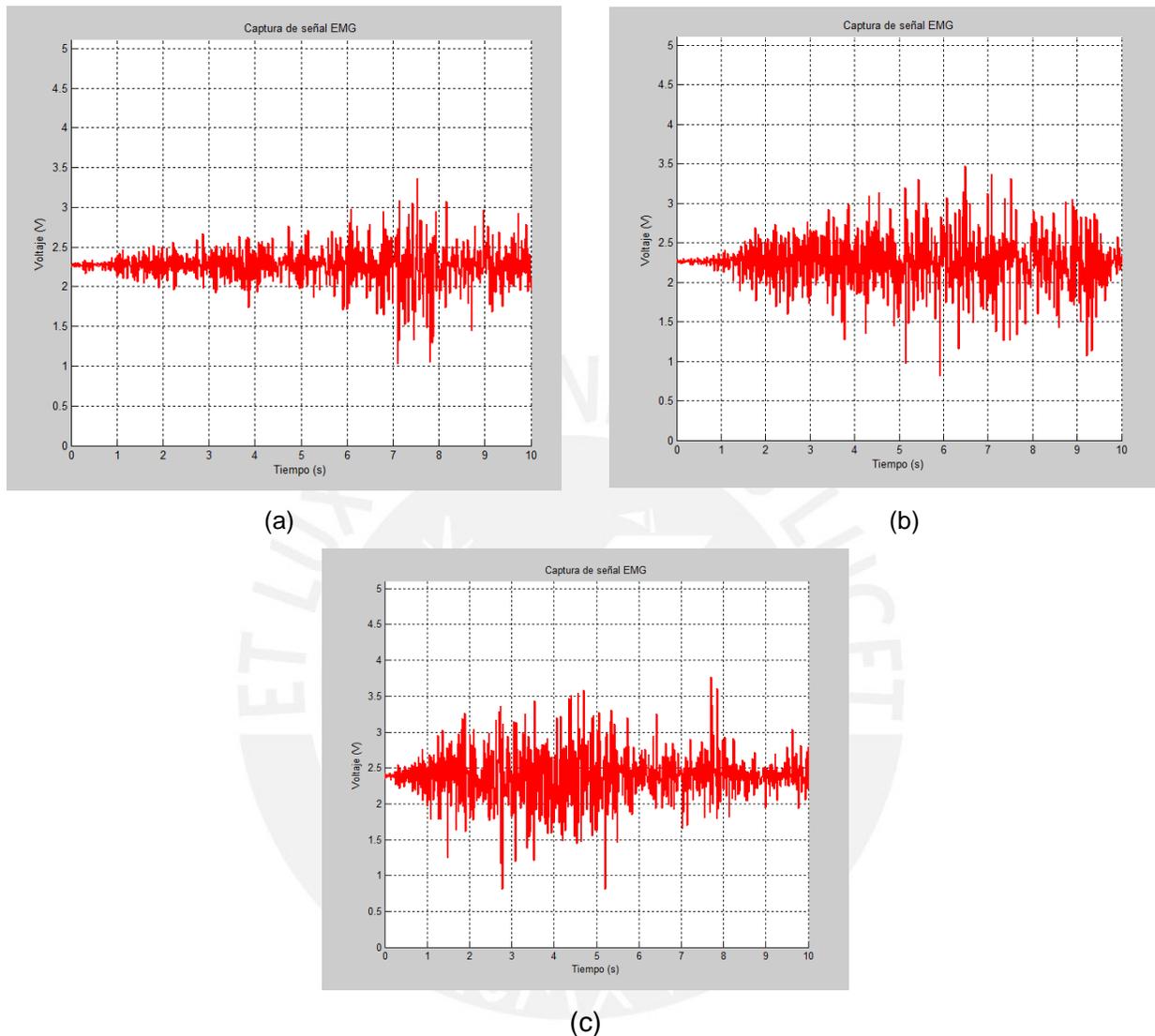
Contracción Concéntrica:

Figura 4.16: (a) Contracción concéntrica con 2kg, (b) Contracción concéntrica con 6kg  
 (c) Contracción concéntrica con 10kg  
 Elaboración propia

En las figuras 4.16a, 4.16b y 4.16c, se observa que la amplitud de las señales EMG aumenta con el tiempo, esto se debe a que inicialmente el brazo está estirado, y conforme se va levantando la mancuerna se ejerce una mayor tensión en el músculo con el fin de vencer la resistencia que genera la mancuerna. Al mismo tiempo, al igual que en la contracción isométrica, la amplitud de la señal EMG aumenta conforme se aumenta el peso de la mancuerna.

## Contracción Excéntrica

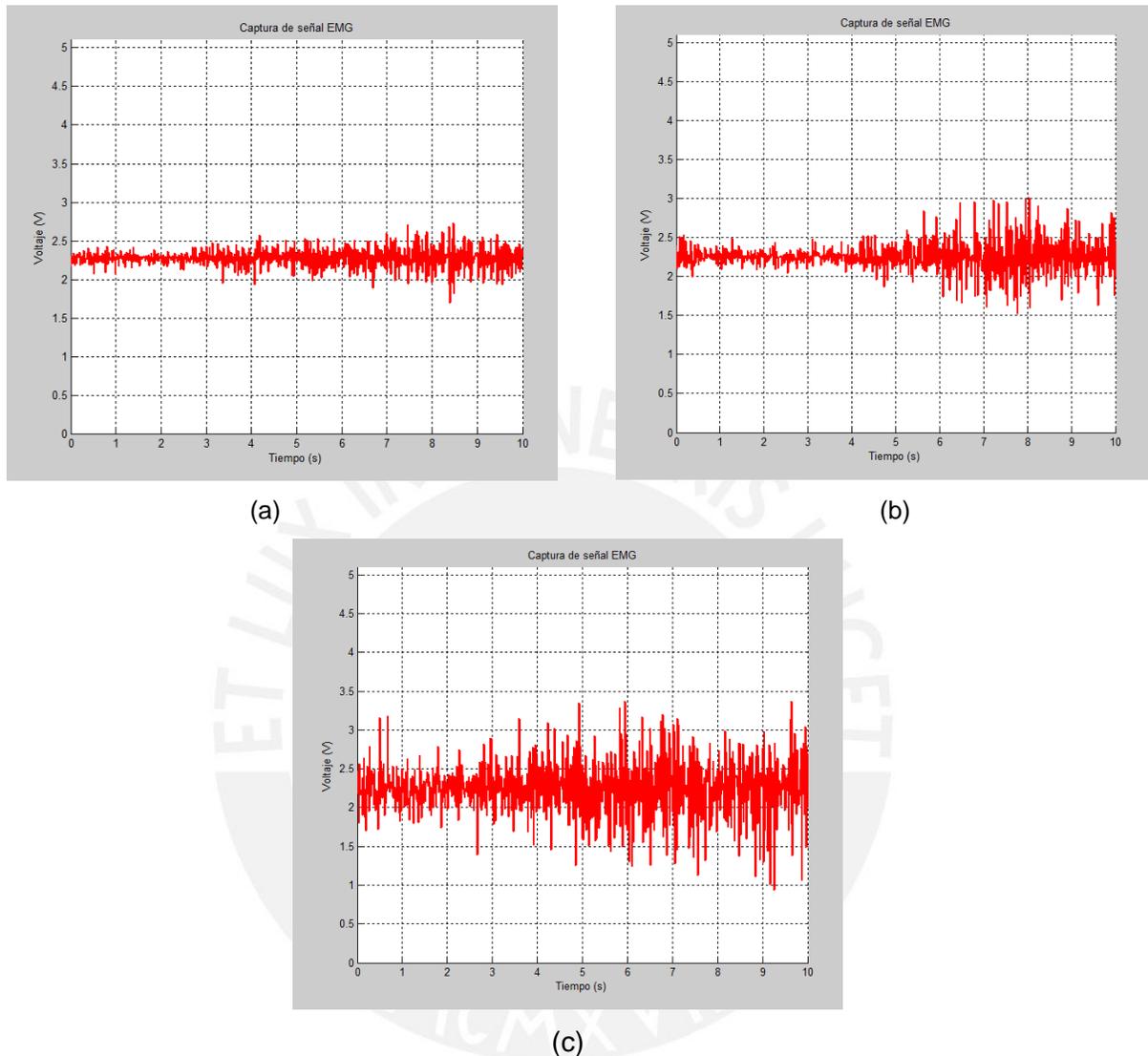


Figura 4.17: (a) Contracción excéntrica con 2kg, (b) Contracción excéntrica con 6kg, (c) Contracción excéntrica con 10kg  
Elaboración propia

Para este tipo de contracción, la amplitud de las señales adquiridas aumenta conforme el ensayo va llegando a su fin. Esto se debe a que el músculo empieza contraído y se va alargando conforme avanza el tiempo, de manera que al estar casi recto, aproximadamente  $160^\circ$ , se ejerce una mayor tensión en el músculo con el fin de controlar la bajada de la mancuerna por efecto de la gravedad.

PERSONA N°2

Edad: 28 años

Sexo: Masculino

Altura: 1.80 m

Peso: 92 kg

Contextura: Sobrepeso

Condición física: No realiza actividad física.

Contracción isométrica:

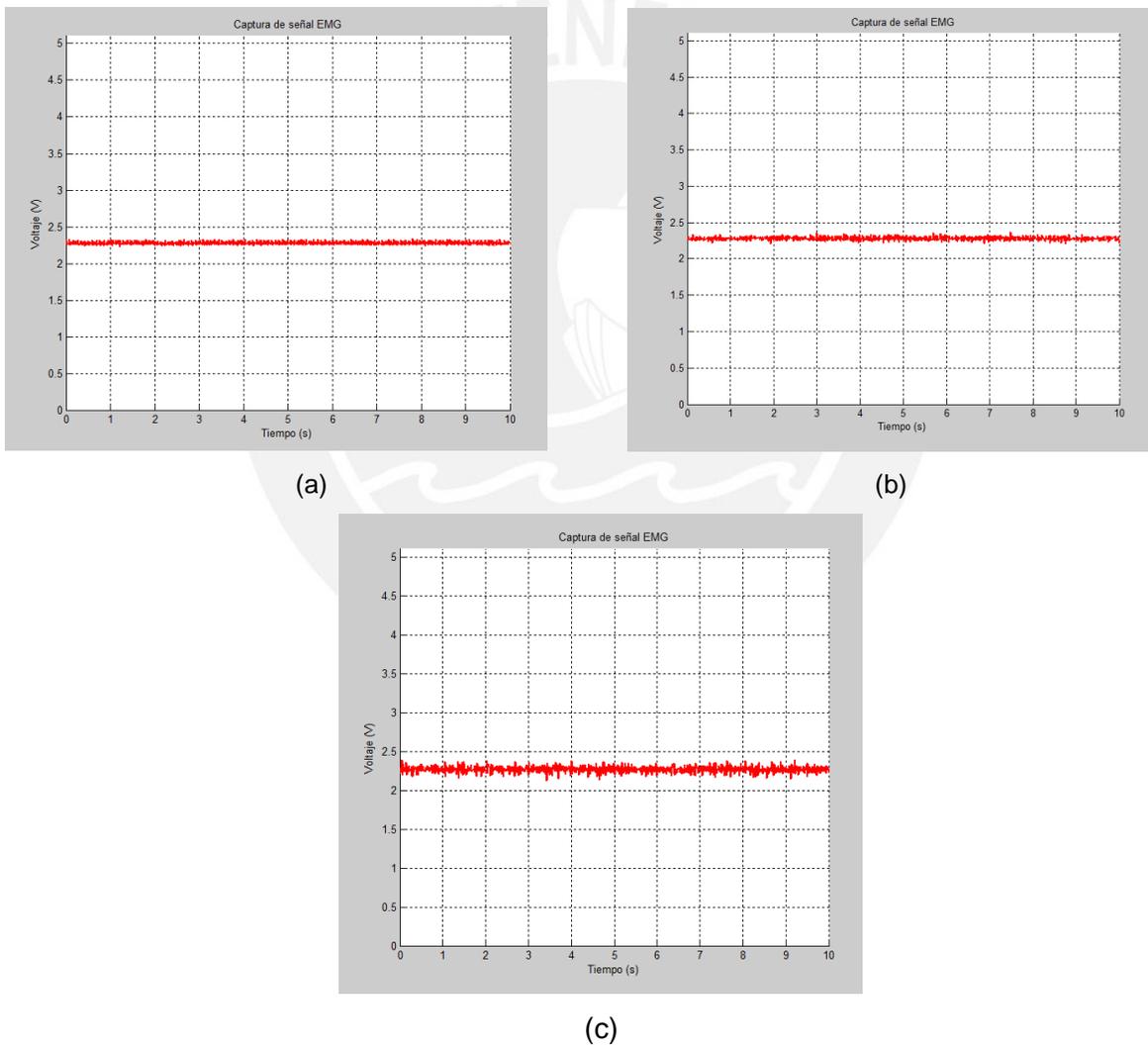


Figura 4.18: (a) Contracción isométrica con 2kg, (b) Contracción isométrica con 6kg, (c) Contracción isométrica con 10kg  
Elaboración propia

En las figuras 4.18a, 4.18b y 4.18c se puede notar que no existe un cambio notable en las amplitudes de las señales a pesar que el peso de la mancuerna va aumentando. Esto se debe a que la persona a la cual se le han tomado las muestras es de contextura obesa y posee grasa sobre el tejido muscular. Como consecuencia, existe una mayor dificultad por parte de los electrodos superficiales al momento de adquirir las señales EMG. Sin embargo, se puede notar que la amplitud de las señales mantiene un rango constante.

### Contracción Concéntrica:

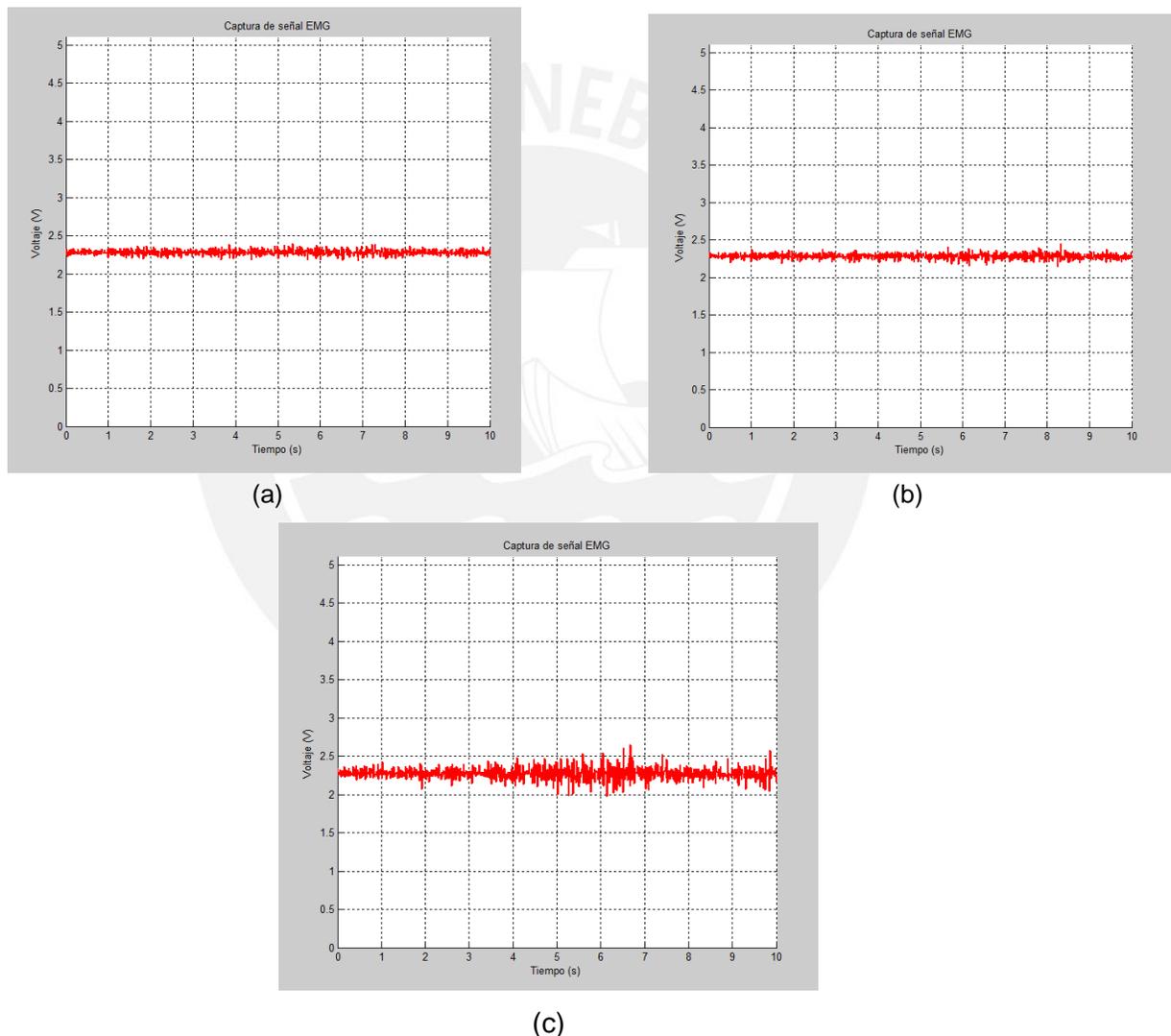


Figura 4.19: (a) Contracción concéntrica con 2kg, (b) Contracción concéntrica con 6kg, (c) Contracción concéntrica con 10kg  
Elaboración propia

Al igual que en la contracción isométrica, se observa que no hay un gran cambio en la amplitud de la señal EMG en comparación a la señal obtenida de la Persona N°1, sin embargo, se puede notar que la amplitud de la señal EMG aumenta conforme el músculo se contrae.

Contracción Excéntrica

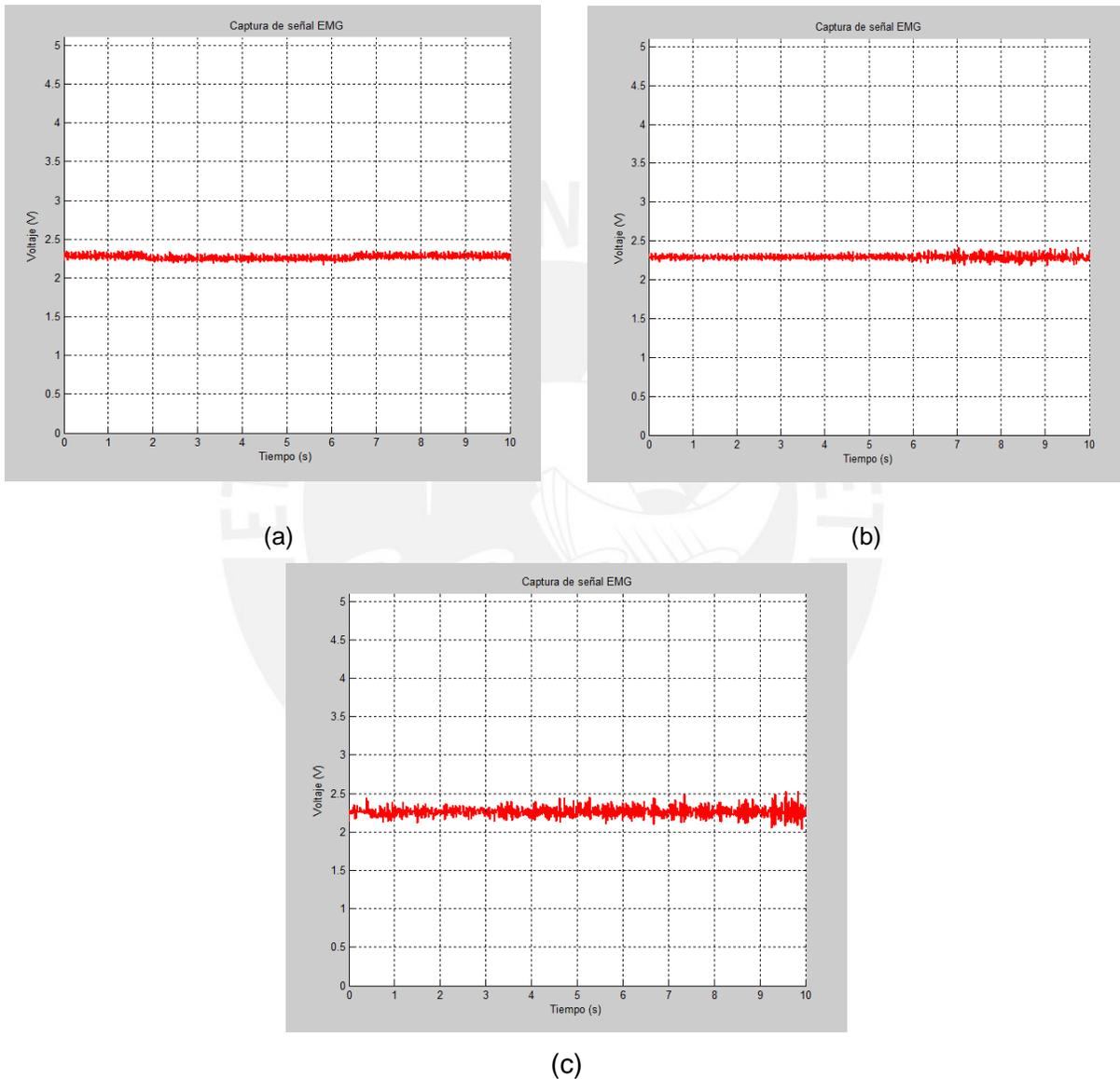


Figura 4.20: (a) Contracción excéntrica con 2kg, (b) Contracción excéntrica con 6kg, (c) Contracción excéntrica con 10kg.  
Elaboración propia

En este tipo de contracción la señal EMG se comporta de igual manera que en la Persona N°1, es decir, la amplitud de la señal aumenta cuando el brazo se encuentra casi extendido. Por otro lado, no se nota un gran cambio en la amplitud de la señal debido a que existe una mayor dificultad al momento de adquirir las señales mediante los electrodos debido al tejido adiposo que posee la persona.

### PERSONA N°3

Edad: 54 años

Sexo: Masculino

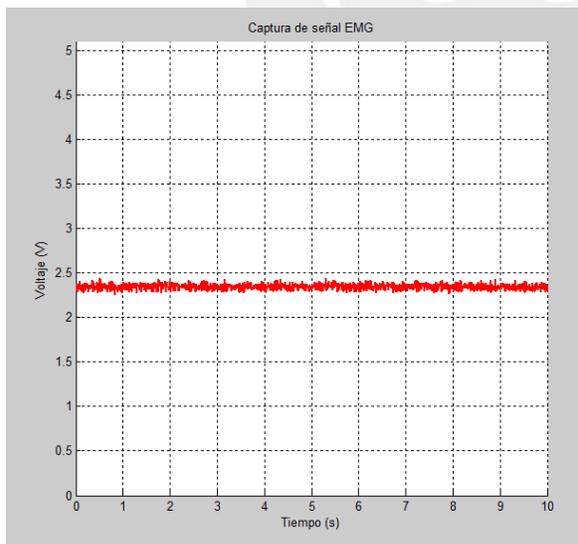
Altura: 1.63 m

Peso: 68 kg

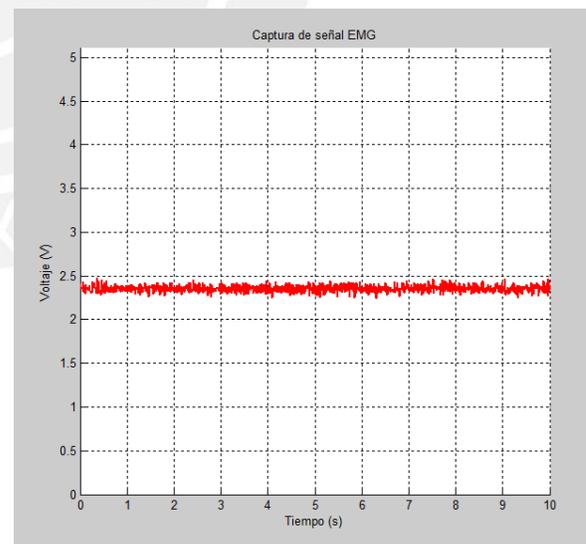
Contextura. Esbelto

Condición física: No realiza actividad física frecuente.

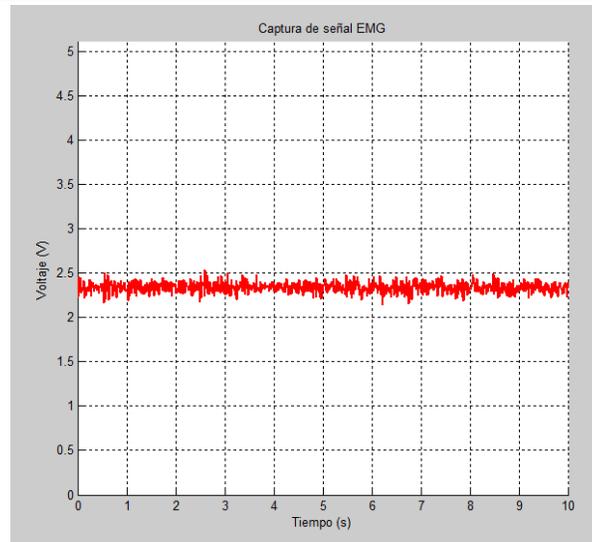
### Contracción isométrica:



(a)



(b)



(c)

Figura 4.21: (a) Contracción isométrica con 2kg, (b) Contracción isométrica con 6kg,  
(c) Contracción isométrica con 10kg  
*Elaboración propia*

En las figuras 4.21a, 4.21b y 4.21c, dado que la tensión en el músculo es constante, la señal EMG se mantiene en un rango constante de amplitud. Por otro lado, la amplitud de las señales EMG obtenidas no se encuentran en el mismo rango de amplitud que las señales obtenidas de la Persona N°1. Esto se debe a que la persona a la cual se le realizaron las pruebas no se encuentra en constante actividad física y a la vez posee una cantidad considerable de tejido graso sobre el tejido muscular.

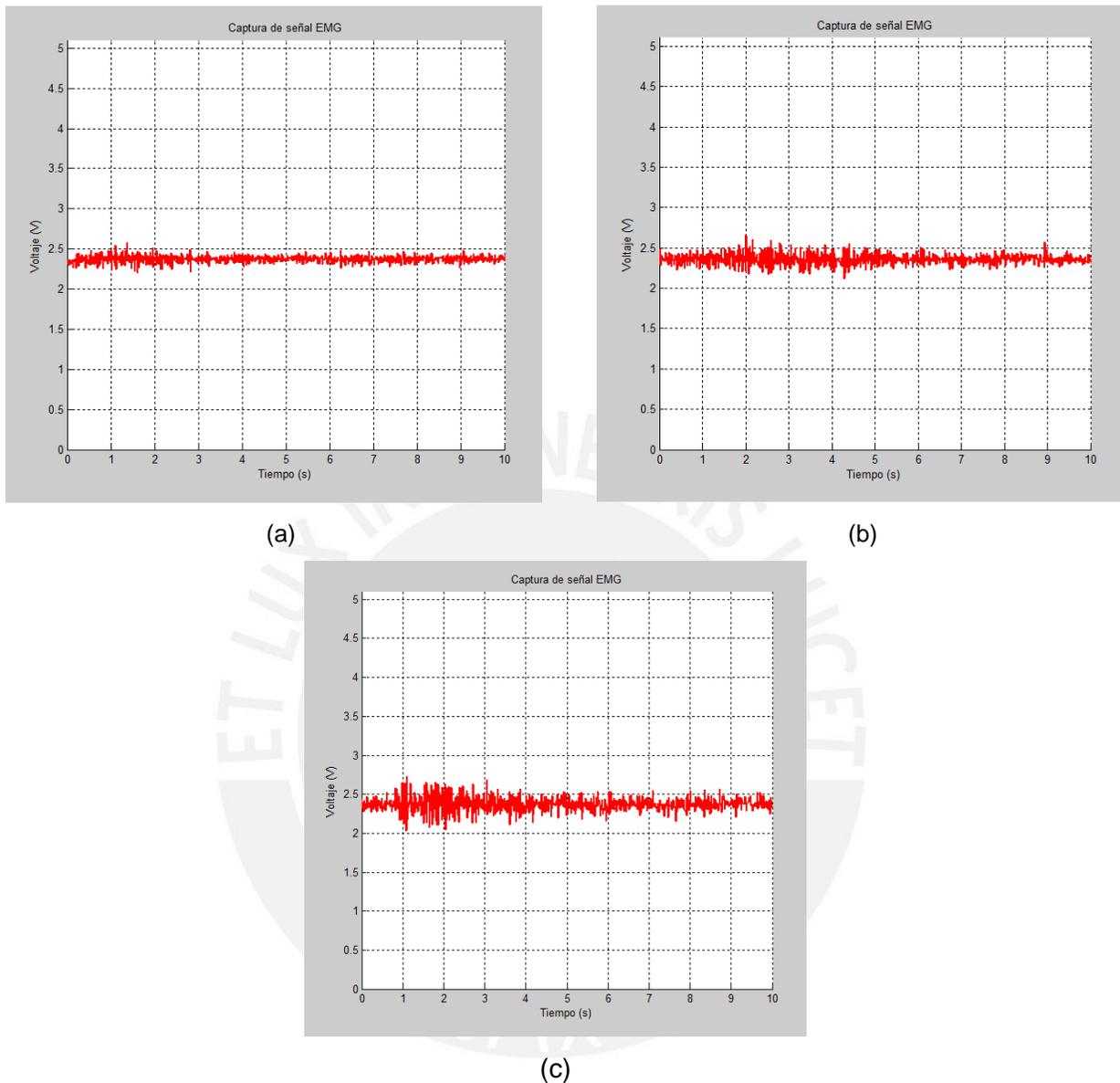
Contracción Concéntrica:

Figura 4.22: (a) Contracción concéntrica con 2kg, (b) Contracción concéntrica con 6kg, (c) Contracción concéntrica con 10kg  
Elaboración propia

En la contracción concéntrica se observa que las señales EMG aumentan su amplitud al inicio del ensayo. Esto se debe a que al inicio del ensayo se realiza la mayor tensión en el músculo ya que el brazo se encuentra con un ángulo de  $180^\circ$  en un inicio, y al contraerse, debe ejercer una tensión suficiente para superar la resistencia producida por la mancuerna.

### Contracción Excéntrica

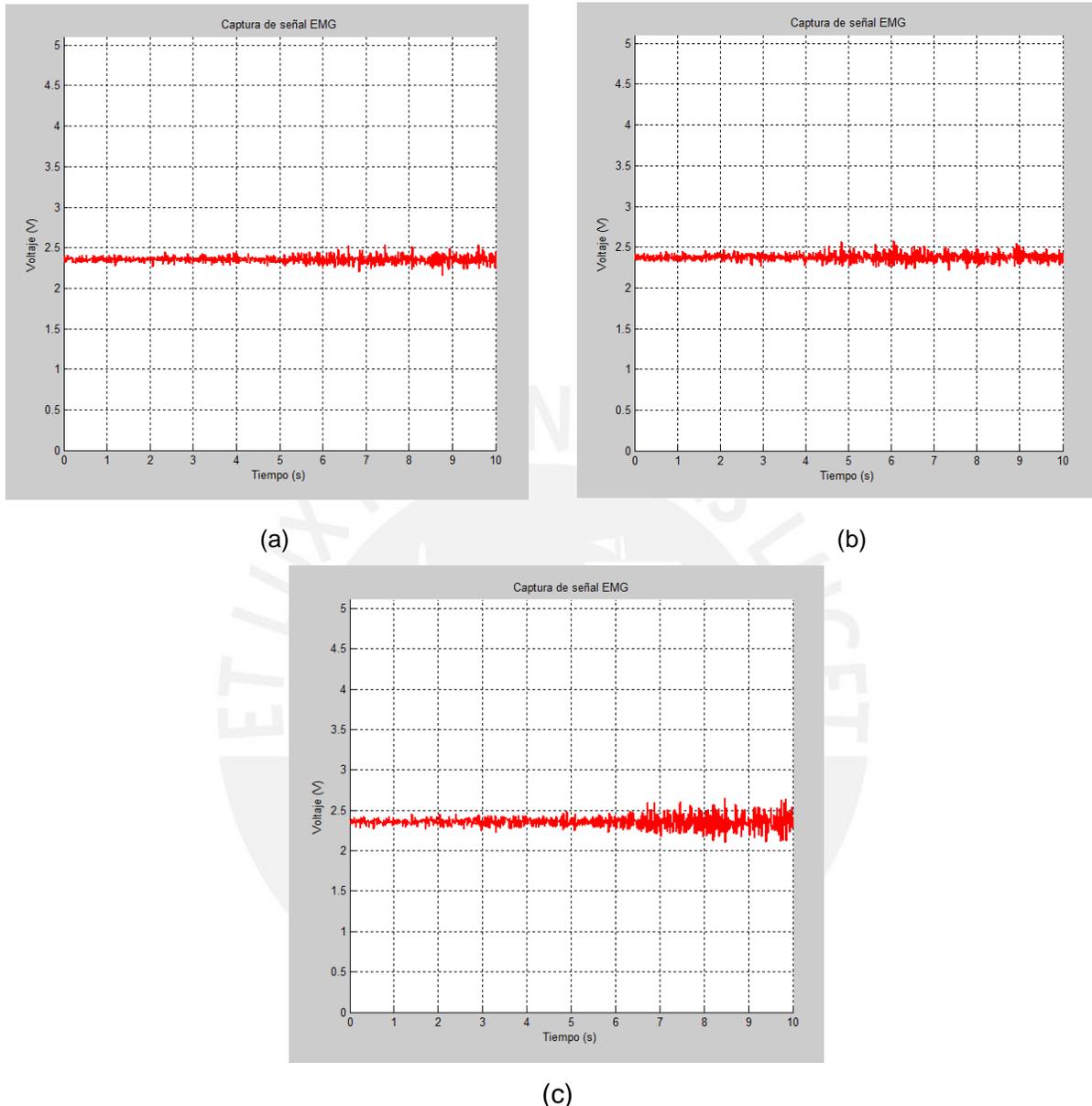


Figura 4.23: (a) Contracción excéntrica con 2kg, (b) Contracción excéntrica con 6kg, (c) Contracción excéntrica con 10kg  
Elaboración propia

Como se muestra en la figuras 4.23a, 4.23b y 4.23c, la amplitud de la señal EMG es mayor durante los últimos segundos del ensayo, es decir, en el momento en que el brazo se encuentra formando un ángulo de  $160^\circ$  debido a que en estos momentos se realiza una mayor tensión con el fin de soportar el peso de la mancuerna por efecto de la gravedad,

## CONCLUSIONES

- En la presente tesis se logró desarrollar un sistema capaz de evaluar la actividad muscular de las extremidades superiores (bíceps, tríceps, flexor del antebrazo) e inferiores (gemelos) mediante el uso de electrodos de superficie. Asimismo, se logró analizar e interpretar las señales obtenidas durante la contracción de estos músculos.
- El circuito de acondicionamiento análogo desarrollado en este trabajo, la etapa de amplificación, filtrado y acondicionamiento, mostró ser adecuado para las señales EMG medidas. Se pudo observar que el ruido fue reducido de las señales de interés, aproximadamente 1mV, logrando obtener señales con una relación señal a ruido de aproximadamente 72dB, de manera que puedan ser analizadas y tratadas posteriormente.
- El circuito de alimentación diseñado fue capaz de alimentar de forma adecuada todas las partes del sistema desarrollado de tal manera que estas funcionen adecuadamente.
- Las etapas de digitalización, comunicación y la interfaz desarrollada en Matlab hicieron posible mostrar los datos obtenidos durante la contracción muscular de tal manera que estos puedan ser analizados posteriormente. Por otro lado, al comparar las gráficas obtenidas en el software desarrollado con lo obtenido en el osciloscopio, se pudo notar que existe una pérdida de información, sin embargo, de las pruebas realizadas se puede observar que la señal muestreada es adecuada para un futuro análisis de la misma.
- A raíz de los ensayos realizados a diferentes personas y con diferentes cantidades de pesos, se pudo concluir que las señales EMG varían tanto en relación al músculo del cual se está adquiriendo la señal como al tipo de paciente al que se le está realizando el estudio, es decir, dependiendo del estado físico de la persona, su contextura y la periodicidad con que realiza ejercicios físicos.

## RECOMENDACIONES

- En el futuro, se pueden implementar filtros que sean de mayor orden o filtros digitales, con el fin de filtrar la señal lo más que se pueda y obtener una señal que contenga menor ruido, es decir, que posea una relación señal a ruido (SNR) mayor a la obtenida en este trabajo.
- En la digitalización de las señales, se pueden usar conversores análogos digitales (ADC) que posean una mayor resolución y a la vez realicen la conversión a mayores velocidades, con el fin de obtener una cantidad mayor de puntos de información de las señales EMG.
- En lo que respecta al software desarrollado, se puede desarrollar otro tipo de interfaz, de manera que este sea capaz de obtener una mayor cantidad de capturas por segundo, con el fin de perder menos información con relación a las señales EMG obtenidas.
- Los electrodos de superficie, tanto los bipolares como el de referencia, deben ser siempre posicionados siguiendo las pautas brindadas por el SENIAM, de lo contrario podrían presentarse problemas al momento de adquirir las señales bioeléctricas y de esta manera el sistema podría no funcionar de la mejor manera.
- Usar siempre un gel electrolítico entre el electrodo de superficie y la piel para que la conducción de las señales sea mayor y se pueda visualizar las señales bioeléctricas con una mejor calidad.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] Álvarez Fiallo Roger, Santos Anzorandía Carlos, Medina Herrera Esther. Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico. Rev Cubana Med Milit [Online] 2006 [citado 03 Setiembre 2011]; 35(4) Disponible en: URL: [http://bvs.sld.cu/revistas/mil/vol35\\_4\\_06/mil08406.htm](http://bvs.sld.cu/revistas/mil/vol35_4_06/mil08406.htm)
- [2] Massó Núria, Rey Ferran, Romero Dani, Gual Gabriel, Costa Lluís, Germán Ana. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. Apunts Med Esport [Online]. 2010 [citado 03 Setiembre 2011]; 45(165):127-136. Disponible en: URL: [http://www.apunts.org/watermark/ctl\\_servlet?f=10&pident\\_articulo=13151509&pident\\_usuario=0&pident\\_revista=278&fichero=278v45n166a13151509pdf001.pdf&ty=70&accion=L&origen=apunts&web=www.apunts.org&lan=es](http://www.apunts.org/watermark/ctl_servlet?f=10&pident_articulo=13151509&pident_usuario=0&pident_revista=278&fichero=278v45n166a13151509pdf001.pdf&ty=70&accion=L&origen=apunts&web=www.apunts.org&lan=es)
- [3] Medline Plus. Hipotonía [Online] 2009 [citado 03 Setiembre 2011] Disponible en: URL: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003298.htm>
- [4] Scottish Rite Hospital. Artrogriposis [Online] 2004 [citado 03 Setiembre 2011] Disponible en: URL: [http://www.tsrhc.org/downloads/PDF/Arthrogryposis\\_Spanish.pdf](http://www.tsrhc.org/downloads/PDF/Arthrogryposis_Spanish.pdf)
- [5] Salud. Rabdomiolisis [Online] [citado 03 Setiembre 2011] Disponible en: URL: <http://www.salud.com/salud-en-general/rabdomiolisis.asp>
- [6] Fernández Juliana M, Acevedo Rubén C, Tabernig Carolina B. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. Rev EIA [Online] 2007 Junio [citado 05 Setiembre 2011] Número 7, p. 111-119. Disponible en: URL: <http://revista.eia.edu.co/articulos7/9-Articulo.pdf>
- [7] Romo Harold A., Realpe Judy C., Jojoa Pablo E. Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano [Online] 2007 [citado 05 Setiembre 2011] p. 127-136. Disponible en: URL: <http://www.revistas.unal.edu.co/index.php/avances/article/viewFile/9725/10255>
- [8] Fundación para la Lucha contra las Enfermedades Neurológicas de la Infancia. Neurofisiología [Online] [citado 05 Setiembre 2011] Disponible en: URL: [http://www.fleni.org.ar/web/atencion\\_departamentos.php?id\\_departamento=8&idioma=es](http://www.fleni.org.ar/web/atencion_departamentos.php?id_departamento=8&idioma=es)

- [9] De Luca Carlo J. The use of surface electromyography in biomechanics. Delsys [Online] 1997 [citado 10 Setiembre 2011]; 13(2): 135-163. Disponible en: URL: [http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_Biomechanics.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Biomechanics.pdf)
- [10] Bolaños Logroño Paulina Fernanda, Lopez Alarcon Byron Giovanni. Diseño e implementación de un prototipo de electromiografía de extremidades superiores e inferiores del ser humano. Tesis de grado en ingeniería electrónica y computación. Ecuador: Escuela superior politécnica de Chimborazo, Facultad de ingeniería electrónica y computación; 2009.
- Disponible en: URL:  
<http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/162/1/38T00154.pdf>
- [11] Byomedic System. Electromiografía [Online] [citado 10 Octubre 2011] Disponible en: URL: <http://www.byomedicsystem.com/categoria/26-electromiografia>
- [12] David Le Vay. Anatomía y fisiología humana, 2da Edición. Barcelona: Paidotribo; 2004
- [13] Guyton Arthur C. Tratado de Fisiología Médica. 11va Edición. Mc Graw-Hill / Interamericana; 2006.
- [14] Cifuentes González Irving Aaron. Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. Tesis para licenciado en Ingeniería en computación. Merida: Universidad autónoma de Yucatán, Facultad de matemáticas; 2010.
- [15] Zarco Luis A. Bases neurofisiológicas de la conducción nerviosa y la contracción muscular y su impacto en la interpretación de la neuronografía y la electromiografía [Online] [citado 15 Octubre 2011] Disponible en: URL: <http://www.acnweb.org/guia/g7cap1.pdf>
- [16] Day Scott. Important factors in surface EMG measurement. Bortec Miomedical [Online] [citado 23 Octubre 2011] Disponible en: URL: [http://edge.rit.edu/edge/P08027/public/IRB/Papers/intro\\_EMG.pdf](http://edge.rit.edu/edge/P08027/public/IRB/Papers/intro_EMG.pdf)
- [17] Neuman, MR. Biopotential Electrodes. The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition [Online] 2000 [citado 05 Noviembre 2011] Disponible en: URL: [http://www.fis.uc.pt/data/20062007/apontamentos/apnt\\_134\\_5.pdf](http://www.fis.uc.pt/data/20062007/apontamentos/apnt_134_5.pdf)

- [18] Electrodo para medición de potenciales [Online] [citado 25 Octubre 2011] Disponible en: URL: <http://es.scribd.com/doc/51619510/Cap5-electrodos>
- [19] Khandpur RS. Biomedical instrumentations: Technology and applications. McGraw-Hill; 2005
- [20] De Luca Carlo J. Surface Electromyography: Detection and Recording. Delsys [Online] 2002 [citado 11 Noviembre 2011] Disponible en: URL: [http://www.delsys.com/Attachments\\_pdf/WP\\_SEMGintro.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf)
- [21] Fridlun Alan J, Fowler Stephen C. An eight-channel computer-controlled scanning electromyography. 1978; 10(5), p. 652-662
- [22] Delisle Rodriguez D, Blanco Saad R, Novo Diaz C, Garcia Naranjo JC, Lopez Rio N. Electromiógrafo digital de ocho canales.VII Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería, 2007, Habana.
- [23] Barreda Luis Eduardo, González Esteban Lucio. Electromiógrafo. 2005
- [24] Delgado Saa JF, Vallejo Erick, Torres Jaime. Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas. Fifth LACCEI International Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology; 2007, 29 May – 01 Jun. Mexico.
- [25] Lorena Alvarez Osorio. Acondicionamiento de señales bioelectricas. Trabajo de grado de ingeniero electricista. Universidad Tecnológica de Pereira, Facultad de ingeniería eléctrica; 2007.
- [26] Analog devices. Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier – AD620 [Online] [citado 20 Mayo 2012] Disponible en: URL: [http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/analogdevices/105505445AD620\\_e.pdf](http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/analogdevices/105505445AD620_e.pdf)
- [27] Amplificador operacional. [Online] [citado 25 Mayo 2012] Disponible en: URL: [http://es.wikipedia.org/wiki/Amplificador\\_operacional](http://es.wikipedia.org/wiki/Amplificador_operacional)
- [28] Analog Filters. [Online] [citado 01 Junio 2012] Disponible en: URL: <http://www.analog.com/library/analogDialogue/archives/43-09/EDCh%20%20filter.pdf>
- [29] Bruce Carter. Filter Design in thirty seconds. Texas Instruments. December 2001. [Online] [citado 04 Junio 2012] Disponible en: URL: <http://www.ti.com/lit/an/sloa093/sloa093.pdf>

- [30] National Semiconductor. 3-Terminal Adjustable Regulator - LM317 [Online] [citado 10 Agosto 2012] Disponible en: URL: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS009063.PDF>
- [31] National Semiconductor. 3-Terminal Adjustable Negative Regulators - LM337 [Online] [citado 10 Agosto 2012] Disponible en: URL: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS009067.PDF>
- [32] National Semiconductor. Simple Switcher 3A step-down voltage regulator LM2576 [Online] [citado 16 Agosto 2012] Disponible en: URL: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS011476.PDF>
- [33] Atmel. 8-bit AVR with 8K Bytes In-System Programmable Flash - Atmega8. [Online] [citado 01 Setiembre 2012 ] Disponible en: URL: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/atmel/2486S.pdf>
- [34] Linear Technology. Low Power, Single Resistor Gain Programmable, Precision Instrumentation Amplifier – LT1168 [Online] [citado 04 Setiembre 2012] Disponible en: URL: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/lineartechnology/1168f.pdf>
- [35] Future Technology Devices International. FT232R – USB UART IC [Online] [citado 07 Octubre 2012] Disponible en: URL: <http://www.ftdichip.com/Products/ICs/FT232R.htm>
- [36] Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM). Recommendations for sensor locations on individual muscles [Online] [citado 28 Setiembre 2012] Disponible en: URL: <http://www.seniam.org/>
- [37]. La contracción muscular. [Online]. 2008 [citado 2 Noviembre 2011] Disponible en: URL: <http://intranet.iesmediterraneo.es/filesintranet/LA%20CONTRACCION%20MUSCULAR.pdf>