



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE
UN ENTRENADOR
MIOELÉCTRICO**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIEROS MECATRÓNICOS**

PRESENTAN:

**Juan Enrique Argüelles Morales
Liliana Berenice Mondragón Gómez**

**DIRECTORA DE TESIS:
ING. ANA MARISSA JUÁREZ MENDOZA**



MÉXICO, D.F.

MAYO 2011



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos:

Se agradece al proyecto PAPIIT IN110809-3 "Diseño y caracterización de prótesis de miembro inferior y superior" y al proyecto IXTLI IX100510 "Inmersión en realidad virtual para la obtención de parámetros biológicos en el diseño e implementación de prótesis de miembro superior" por su apoyo en la realización de este trabajo de tesis.

CONTENIDO

OBJETIVOS Y ALCANCES----- 1

INTRODUCCIÓN----- 2

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES

1.1 Anatomía y fisiología del músculo esquelético----- 4

1.2 Señales Mioeléctricas-----11

1.3 Biofeedback-----16

1.4 Trabajos similares-----17

CAPÍTULO 2: DISEÑO CONCEPTUAL Y DE CONFIGURACIÓN

2.1 Identificación de las necesidades-----19

2.2 Especificaciones de diseño-----21

2.2.1 Ambiente

2.2.2 Vida en servicio

2.2.3 Mantenimiento

2.2.4 Costo del producto

2.2.5 Tamaño

2.2.6 Peso

2.2.7 Material

2.2.8 Tiempo de vida

2.2.9 Calidad y confiabilidad

2.2.10 Escala de tiempo

2.3 Diseño Conceptual-----23

2.3.1 Sensar

2.3.2 Acondicionar

2.3.3 Proteger

2.3.4	Procesar	
2.3.5	Energizar	
2.3.6	Transmisión	
2.3.7	Visualizar	
2.4	Diseño de configuración-----	41

CAPÍTULO 3: DISEÑO DE DETALLE

3.1	Adquisición de la señal-----	47
3.1.1	Electrodos	
3.1.2	Cables	
3.2	Acondicionamiento de la señal-----	49
3.2.1	Pre amplificación	
3.2.2	Convertidor RMS-DC	
3.2.3	Amplificación	
3.2.4	Filtrado	
3.3	Alimentación del circuito-----	57
3.4	Circuito de protección clipper-----	60
3.5	Microcontrolador-----	62
3.5.1	Conversión analógica a digital	
3.6	Transmisión-----	69
3.7	Visualización-----	73
3.7.1	Pantalla de bienvenida	
3.7.2	Plug and Play	
3.7.3	Menú	
3.7.4	Pantalla de entrenamiento	
3.7.5	Programa base	

CAPÍTULO 4: PRUEBAS -----	82
CONCLUSIONES -----	95
TRABAJO A FUTURO -----	97
ANEXOS -----	99
A. Lesión de plexo-----	99
B. Especificaciones de los electodos 3M-----	107
C. Programa del microcontrolador-----	109
BIBLIOGRAFÍA -----	111

Objetivo:

Diseñar un sistema de biofeedback que permita la adquisición de señales mioeléctricas y las despliegue en el monitor de cualquier computadora, a manera de entrenador mioeléctrico y con componentes de bajo precio.

Objetivos particulares:

El entrenador mioeléctrico dispondrá de distintos tipos de entrenamiento, con el fin de que el usuario pueda elegir el tipo de entrenamiento que más le agrade o el que más se ajuste a sus necesidades.

La interfaz gráfica será lo más amigable| posible, de manera que el usuario pueda entenderla fácilmente. Los parámetros de entrenamiento como por ejemplo el tiempo de cada repetición, el nivel de voltaje a superar (umbral), entre otros, deberán ser dinámicos, esto es, que el usuario pueda manipularlos según sus necesidades durante cada etapa de su entrenamiento.

Alcances:

- Se realizará el diseño conceptual, de configuración y de detalle de las etapas necesarias para la adquisición de la señal mioeléctrica, así como de los circuitos eléctricos que componen el entrenador mioeléctrico.
- Se presentará una serie de pruebas del entrenador, tanto con personas sanas, como con personas con alguna lesión muscular para comprobar su correcto funcionamiento en ambas, de igual manera se harán pruebas para comprobar que todas las etapas diseñadas son necesarias y por último se comparará la señal adquirida con diferentes configuraciones electrónicas, para corroborar que la seleccionada es la óptima.
- Se realizará el diseño de la interfaz gráfica, el protocolo de comunicación así como el código de cada uno de los tipos de entrenamiento.
- Se realizará el diseño de una tarjeta preliminar para la obtención de señales mioeléctricas.

Introducción:

Las señales mioeléctricas son las manifestaciones de los impulsos eléctricos en los músculos, es a través de ellas que los músculos reciben la información necesaria para contraerse o relajarse. Cuando se presenta alguna disfunción muscular (como la hipotrofia) o alguna lesión nerviosa, los músculos no pueden ser utilizados en su totalidad por lo que van perdiendo tono muscular y con ello la capacidad de realizar diferentes actividades.

Este trabajo propone el diseño de un sistema de realimentación biológica (biofeedback), la finalidad de estos sistemas es hacer consciente a la persona que lo usa de varias funciones fisiológicas por medio de instrumentos que prevean información de la actividad de dichas funciones con el fin de poder controlarlas en un futuro. En este trabajo se intenta que el usuario sea capaz de aprender a controlar la contracción o relajación voluntaria de sus músculos. Este dispositivo tiene la finalidad de auxiliar en el proceso de rehabilitación, o bien, en el caso de pérdida de algún miembro del cuerpo, se puede utilizar para evaluar la condición del paciente y así valorar si es candidato para la utilización de dispositivos mioeléctricos como prótesis u ortesis.

La idea surge a partir de la necesidad de ayudar a una persona con lesión de plexo braquial (Anexo A) izquierdo a mejorar su calidad de vida, ofreciéndole un dispositivo que se adapte a sus condiciones, proporcionándole una herramienta que ayude en su proceso de rehabilitación. Por otra parte, el alto precio de los equipos de biofeedback existentes obliga a los pacientes con problemas musculares a acudir a clínicas especializadas para rehabilitación, lo que aumenta los costos de la terapia, además de requerir de una significativa inversión de tiempo e interferir con las actividades esenciales en la vida diaria tales como el trabajo y el ocio.

Una de las principales razones por las cuales el costo de equipos de entrenamiento mioeléctrico se eleva es debido a que exceden las necesidades del paciente, pues suelen usarse con diferentes fines aparte de la electromiografía (EMG), como electrocardiografía (EEG) y electroencefalografía (ECG). Por lo que este dispositivo será únicamente para la adquisición de señales mioeléctricas de miembro superior.

Este dispositivo capta las señales generadas por la contracción muscular por medio de electrodos colocados en la región o músculo de interés, permitiendo al paciente ver su

actividad muscular a través de una interfaz gráfica, logrando así un fortalecimiento progresivo de su control muscular.

El diseño del prototipo del entrenador mioeléctrico está planteado para la adquisición de la señal mioeléctrica de miembro superior, de donde se adquiere la señal, se acondiciona y se transmite por medio de comunicación serial RS-232 hacia la interfaz gráfica de la computadora, la cual es desarrollada en LabVIEW.

El entrenador está compuesto de cinco tipos de entrenamiento, los cuales son, entrenamiento por contracción máxima (la señal mioeléctrica tiene que superar cierto nivel de voltaje), entrenamiento por contracción controlada (la señal mioeléctrica tiene que permanecer dentro de dos umbrales), entrenamiento con umbral progresivo (la señal tiene que ir superando el umbral que irá aumentando automáticamente), entrenamiento con umbral aleatorio (la señal se tiene que ir adaptando a los cambios aleatorios del umbral, los cuales pueden ser crecientes o decrecientes) y entrenamiento por contracción mínima, este tipo de entrenamiento es usada para reducir la actividad del músculo que está sobreactivado.

El desarrollo de esta tesis se encuentra dividido en diferentes capítulos, el primer capítulo es de antecedentes, en el cual, se explica la anatomía y fisiología del músculo esquelético, el origen de las señales mioeléctricas, así como en qué consiste la técnica de biofeedback y finalmente se habla de los diferentes dispositivos de biofeedback que existen actualmente en el mercado.

En el segundo capítulo, denominado diseño conceptual y de configuración, se determinan las especificaciones de diseño del entrenador, así como las diferentes etapas para la correcta adquisición y visualización de las señales en la computadora. Se generan conceptos sobre las posibles maneras de satisfacer las etapas y se proponen diferentes alternativas de diseño para el prototipo final.

El tercer capítulo se denomina diseño de detalle, en el cual se explican detalladamente los conceptos que se seleccionaron para el primer prototipo del entrenador, se exponen las características de cada uno de los circuitos escogidos. Se explican de igual manera las etapas de la interfaz gráfica y se muestra como quedó conformada.

En el último capítulo se muestra una serie de pruebas, con el fin de demostrar que tanto los circuitos elegidos como la configuración utilizada es la que más satisface a

nuestras necesidades de diseño y son las que hacen que el primer prototipo del entrenador mioeléctrico funcione adecuadamente.

Finalmente en la última sección se presentan brevemente los resultados obtenidos, así como las conclusiones a las que se llegaron y las recomendaciones para trabajos futuros dentro de la misma línea de investigación.

Capítulo 1. Antecedentes.

1.1 Anatomía y fisiología del músculo esquelético.

El cuerpo humano está formado aproximadamente el 40% de músculo esquelético (o estriado) y aproximadamente un 10% es músculo liso y cardiaco. Las 3 funciones principales de los músculos son [1]:

1. Postura o tono muscular
2. Movimiento
3. Generación de calor.

Las características del tejido muscular se enumeran a continuación:

1. Irritabilidad: es la capacidad del tejido muscular para responder a la estimulación. El músculo es el segundo tejido más irritable, por detrás del tejido nervioso.
2. Contractilidad: es la capacidad del músculo para producir tensión entre sus extremos.
3. Distensibilidad: es la capacidad de alargarse o estirarse por medio de una fuerza exterior al músculo.
4. Elasticidad: es la capacidad de volver a su forma original después de una contracción o distensión [2].

El músculo esquelético se inserta en los huesos y constituye la porción carnosa de los miembros y las paredes del cuerpo. Estos músculos reaccionan de manera voluntaria a estímulos nerviosos.

Organización estructural y funcional de la unidad motora.

La figura 1.1.1 ilustra la organización del músculo esquelético y muestra como está formado por numerosas fibras cuyo diámetro varía entre 10 y 80 [µm]. Cada una de estas fibras está formada por subunidades cada vez más pequeñas. En la mayor parte de los músculos esqueléticos las fibras se extienden a lo largo de toda la longitud del músculo. Excepto aproximadamente el 2% de las fibras, todas las fibras están innervadas sólo por una terminación nerviosa, que está localizada cerca del punto

medio de la misma. Un mismo músculo recibe varias fibras nerviosas motoras y la unión entre una sola neurona motora y las fibras musculares que inerva se llama unidad motora o motoneurona.

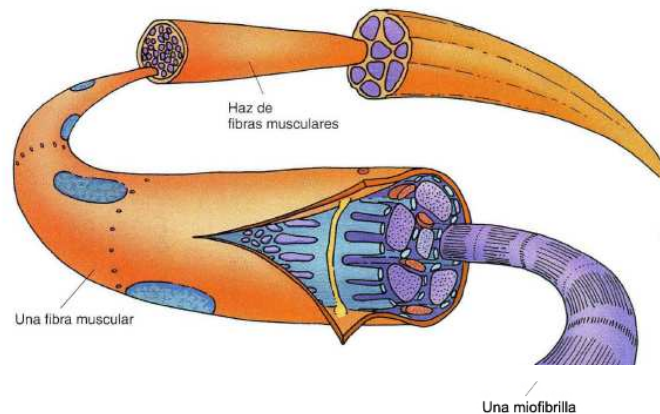


Figura 1.1.1 Organización del músculo esquelético [3]

Se llama sarcolema a la membrana celular de la fibra muscular, la cual está formada por una membrana plasmática y una cubierta externa compuesta por una capa delgada de material polisacárido que contiene numerosas fibrillas delgadas de colágeno.

La estructura fina del sarcolema es similar a la de otras membranas celulares. Sin embargo, una característica distintiva de esta membrana es que se continúa dentro de la fibra del músculo esquelético en la forma de numerosas invaginaciones tubulares y largas, los túbulos T (túbulos transversales), que se entremezclan con las miofibrillas, por lo tanto, los túbulos T se extienden profundamente hacia el interior de la fibra y facilitan la conducción de ondas de despolarización a lo largo del sarcolema.

La figura 1.1.2 muestra las miofibrillas rodeadas por el sistema de túbulos T donde se puede ver como estos túbulos se comunican con el exterior de la membrana celular.

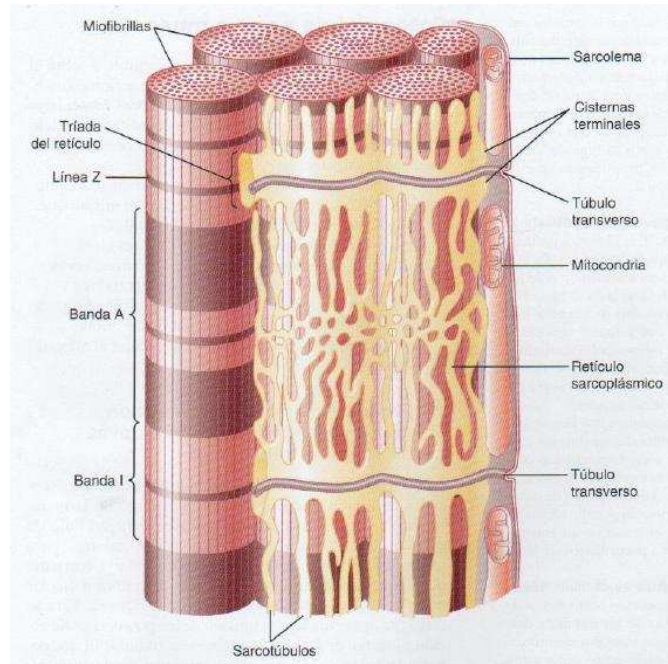


Figura 1.1.2 Propagación del potencial de acción en la fibra muscular [4]

Este sistema de túbulos T se relaciona con el retículo sarcoplásmico, que almacena calcio intercelular y forma una red alrededor de cada miofibrilla. El retículo sarcoplásmico regula la contracción muscular a través del secuestro (que conduce a relajación) y la liberación (que causa contracción) controlados de iones de calcio (Ca^{2+}) dentro del sarcoplasma.

El desencadenante para la liberación del ion calcio es la onda de despolarización transmitida por túbulos T, que origina la abertura de los conductos de liberación de calcio de las cisternas terminales, resultando así la liberación resultante de iones calcio al citoplasma en la cercanía de las miofibrillas, es durante este “pulso” de liberación de iones calcio cuando ocurre la contracción del músculo, el cual en la fibra muscular esquelética normal dura aproximadamente $1/20$ de segundo. [4]

En las fibras musculares inactivas (como en las neuronas), existe siempre una polarización en su membrana cuya diferencia de potencial, con valores de -80 a -90 [mV] en las fibras esqueléticas, recibe el nombre de potencial de reposo, esto se debe a la concentración iónica a ambos lados de la membrana, en el medio intracelular es especialmente abundante el K^+ mientras que en el exterior lo es el Na^+ (bomba de sodio-potasio) y Cl^- .

Inervación del músculo esquelético

El sistema nervioso humano está compuesto por más de 10^{10} células nerviosas (neuronas). La neurona es la unidad estructural y funcional del sistema nervioso. Cada músculo esquelético recibe cuando menos dos tipos de fibras nerviosas, a saber, motoras y sensoriales. Una neurona motora, como se puede observar en la figura 1.1.3 consta de un cuerpo celular (soma) y tiene, como todas las células un núcleo celular, mitocondrias, etc., y además neurofibrillas y neurotúbulos.

La neurona tiene dos tipos de prolongaciones, las dendritas y el axón (neurita). A través del sistema ramificado de dendritas la neurona a la que se le conoce como estimuladora o inhibidora recibe señales aferentes de otras neuronas (con frecuencia miles de ellas) y elabora en la membrana celular del soma una señal sumatoria [5].

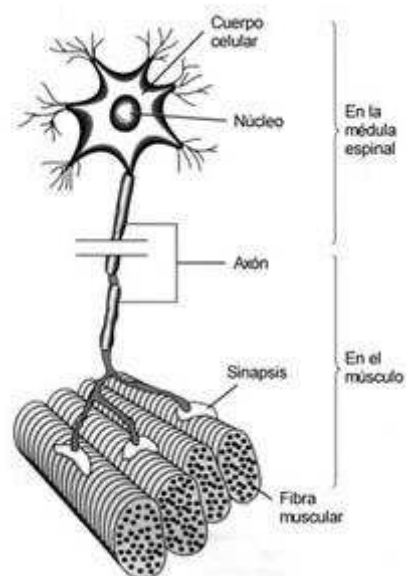


Figura 1.1.3 Anatomía de la Motoneurona [6]

La figura 1.1.4, muestra la anatomía de la unidad motora a nivel muscular, es decir, el segmento donde ocurre la unión neuromuscular.

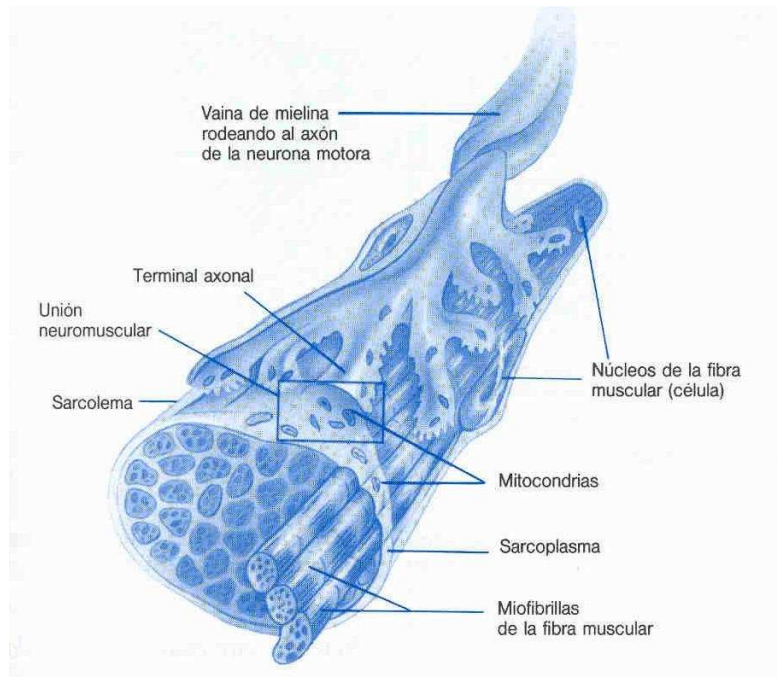


Figura 1.1.4 Anatomía de Motoneurona [7]

El nervio motor funciona al suscitarse la contracción. Además, fibras autónomas inervan los elementos vasculares del músculo esquelético. La especificidad de la inervación motora está en función del músculo inervado. Si el músculo actúa caprichosamente, como lo hacen ciertos músculos del ojo, una neurona motora aislada puede inervar tan poco como cinco a diez fibras musculares esqueléticas, mientras que un músculo responsable de movimientos potentes y poco precisos (bíceps braquial) puede tener hasta 2,000 fibras musculares por unidad motora. Las fibras musculares de una unidad motora siguen la ley de todo o nada (una vez que se produce un potencial de acción, este se propaga a toda la fibra) de la contracción muscular.

Algunas características de la unidad motora son:

- Una sola neurona produce contracción simultánea de aprox. 150 fibras musculares.
- Todas las fibras musculares se contraen y se relajan a un mismo tiempo
- La fuerza total de una contracción se puede controlar ajustando el número de unidades motoras activadas.

Potencial de acción nervioso.

Las señales nerviosas se transmiten mediante potenciales de acción que son cambios rápidos del potencial de membrana que se extienden rápidamente a lo largo de la membrana de la fibra nerviosa. Las fases del potencial de acción, figura 1.1.5, son las siguientes:

Fase de reposo. Éste es el potencial de membrana en reposo antes del comienzo del potencial de acción.

Fase de despolarización. Cambio de potencial negativo a positivo debido a que la membrana se hace súbitamente muy permeable a los iones sodio.

Fase de repolarización. Restablecimiento del potencial de membrana en reposo negativo normal [4].

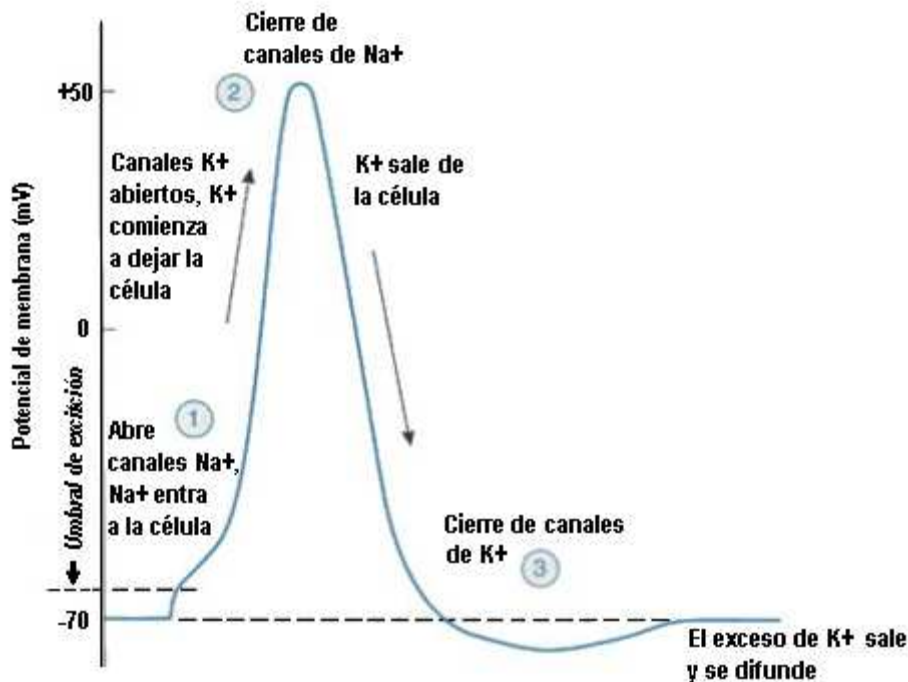


Figura 1.1.5 Potencial de acción [8]

La figura 1.1.5 muestra las fases del potencial de acción, cuando la célula está en reposo se encuentra con un potencial negativo -70 [mV], en el momento en que la

célula recibe un estímulo los canales de Na⁺ se abren permitiendo su entrada en el interior de la célula, (número 1) haciéndola más positiva y alcanzando los 30 [mV], a partir de este punto la célula se despolariza por si sola hasta aproximadamente 50[mV]. Este cambio de potencial hace que los canales de K⁺ se abran (número 2), iniciando un pulso de iones de K⁺ hacia el exterior de la célula, casi tan rápido como el flujo de iones de Na⁺, lo que hace que el potencial dentro de la célula caiga por debajo de su valor original (número 3) estabilizándose después en su nivel de potencial en reposo.

Transmisión Neuromuscular.

En el organismo la contracción del músculo esquelético es el resultado de la llegada de un estímulo indirecto por vía nerviosa. Por la fibra nerviosa discurre una corriente de acción (impulso nervioso) que no puede transmitirse directamente a la fibra muscular al existir entre ambas un espacio sináptico.

Cuando el impulso nervioso que baja por una ramificación terminal del axón de una motoneurona alcanza la placa terminal motora, se libera un transmisor, la acetilcolina, de la membrana presináptica. Este transmisor excita la membrana presináptica y, si es adecuado para alcanzar el umbral, se produce un potencial de acción que se desplaza por las fibras musculares en cualquier dirección (corriente de acción) de la placa motora terminal hasta los tendones y esto se conoce como excitación muscular. Esta excitación pone en marcha una serie de mecanismos que finalmente dan lugar a la contracción muscular.

Todas las fibras musculares de la unidad motora se activan prácticamente de forma sincronizada, y la suma resultante de los potenciales de acción individuales que se desplaza por las fibras musculares de la unidad motora se denomina potencial de acción de la unidad motora. La fuerza de contracción muscular total se incrementa por medio de dos mecanismos: el reclutamiento de unidades motoras previamente inactivas y el incremento de la frecuencia de descarga de unidades ya activas.

La figura 1.1.6 muestra a detalle el proceso fisiológico que se lleva a cabo durante la unión neuromuscular.

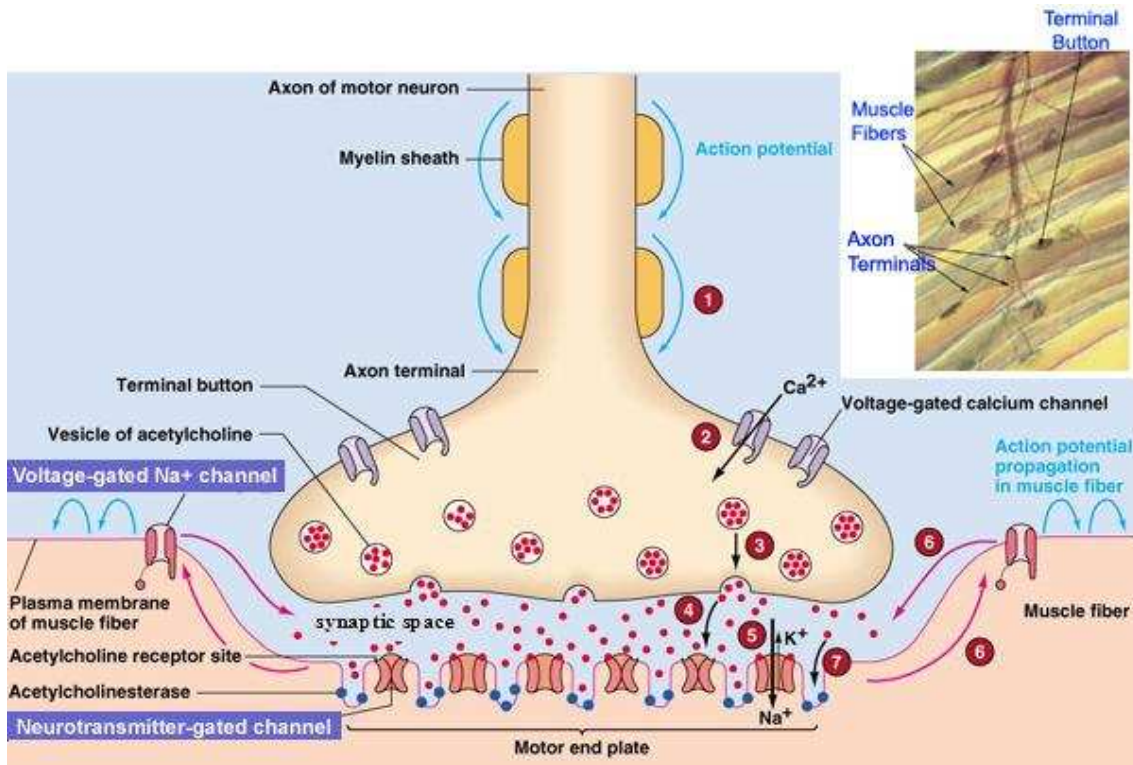


Figura 1.1.6 Unión Neuromuscular [9]

1.2 Señales Mioeléctricas.

Las señales mioeléctricas (figura 1.2.1) provienen tanto de las contracciones como de las relajaciones de los músculos y representan la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares, las cuales se propagan a través de los tejidos hasta llegar al lugar donde serán registradas. Así, esta señal se ve afectada tanto por las propiedades anatómicas como por las fisiológicas de los músculos, por el esquema de control del sistema nervioso y por las características de la instrumentación empleada para su detección [10].

En otras palabras una señal mioeléctrica (potencial de acción motora), es la manifestación de los impulsos eléctricos que producen contracción de las fibras musculares del cuerpo. El término es frecuentemente usado en referencia con los músculos esqueléticos que controlan voluntariamente los movimientos [11].

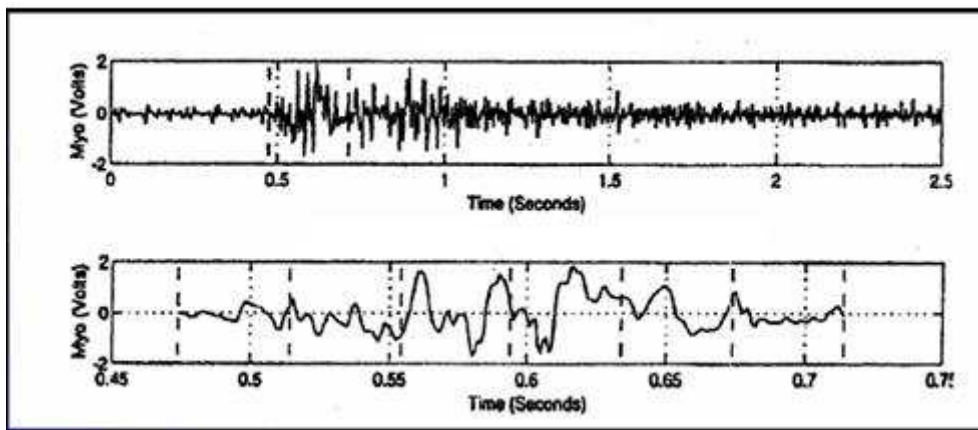


Figura 1.2.1 Señal Mioeléctrica [11]

Estas señales se forman por las variaciones fisiológicas de la membrana de la fibra muscular. Cada músculo tiene varias unidades motoras que son el control real de los nervios de los músculos. Cada unidad motora dispara un pulso determinado, en una cierta frecuencia durante el movimiento muscular. La señal mioeléctrica es la señal superpuesta de todos estos pulsos de las unidades motoras [12].

La amplitud de las señales mioeléctricas varía conforme el nivel de contracción del músculo, como se muestra en la figura 1.2.2

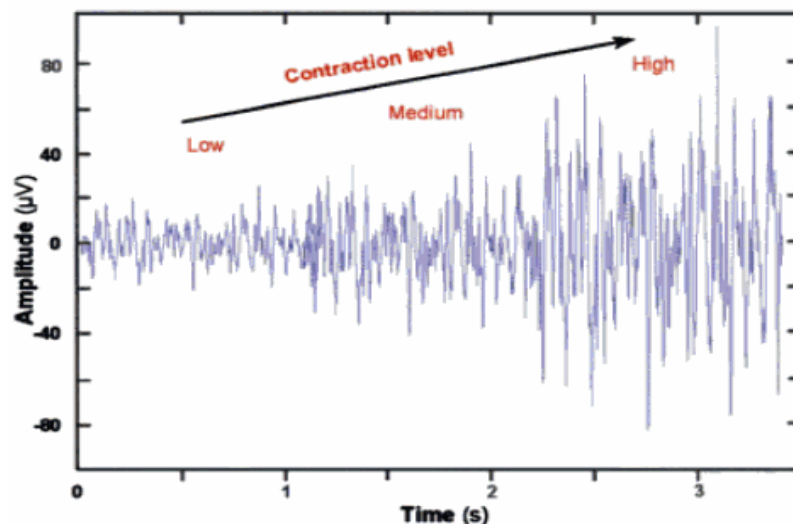


Figura 1.2.2 Amplitud de la Señal Mioeléctrica [13]

Las características de las señales mioeléctricas varían según del músculo donde se obtengan, en este entrenador se trabaja únicamente con las señales mioeléctricas de miembro superior, siendo sus características:

Amplitud: 10[µV]-10 [mV] (pico a pico)

Frecuencia: 0-500 [Hz], energía dominante de 50-150 [Hz]

Al ser las señales mioeléctricas de muy poca amplitud son susceptibles a cualquier tipo de ruido:

- Ruido inherente de los componentes: de 0 a algunos cientos de [Hz], no puede ser eliminado
- Ruido del ambiente: cualquier mecanismo que genere electromagnetismo (transmisión de radio y tv, cables de poder eléctrico, bombillas, lámparas fluorescentes) 60[Hz], esta señal tiene una amplitud del orden de uno a tres veces más grande que la señal mioeléctrica.
- Movimientos de las partes: entre la superficie del electrodo y la piel y en el cable que conecta el electrodo al amplificador.
- Inestabilidad de la señal: 0-20[Hz] inestable, se debe considerar como ruido indeseado.
- Impedancia biológica: causa de ruido debido a humedad y cantidad de grasa (tejido adiposo) en la región de interés, las cuales impiden una buena conducción eléctrica.

Por lo que, tanto el ruido como la distorsión de la señal son parte de las señales eléctricas que forman parte de la señal EMG deseada.

La señal mioeléctrica, cuando se amplifica y registra, se denomina electromiograma, y el proceso de obtención, procesamiento y análisis de señales electromiográficas (EMG) se denomina electromiografía [2].

La electromiografía (EMG) es la técnica que permite obtener registros de la actividad eléctrica que acompaña a la contracción muscular, por medio de electrodos. Por lo tanto puede proporcionarnos información de la actividad muscular, aunque no haya un movimiento apreciable, la EMG es muy precisa en un ámbito local, pero es difícil encontrar lugares para colocar los electrodos que nos den una señal que tenga relación con un estado general [14].

Se pueden obtener señales EMG para el estudio del movimiento humano utilizando electrodos de superficie o intramusculares. La amplitud y la anchura de banda de la señal EMG están determinadas tanto por las fuentes electrofisiológicas y sus

distancias hasta los electrodos, como también por los tipos y tamaños de electrodos utilizados y por el espaciamiento entre los mismos.

Los electrodos de superficie o cutáneos permiten registrar la actividad de masas musculares a través de la piel. Son preferidos por sus cualidades no invasivas, aunque la precisión de la señal recogida sea menor debido a que la impedancia biológica aumenta por la composición celular de la piel (más humedad y más grasa inherente a ella) además de la cantidad de pelo en la superficie cutánea [15]. El espaciamiento entre electrodos determina el volumen de registro o recepción del tejido, resultando los espaciamientos más pequeños en registros más selectivos, para esto se utilizan protocolos de colocación. Los electrodos de superficie suelen ser de ranura, con pasta de electrodo llenando la cavidad para conseguir más contacto con la piel y reducir la impedancia de los electrodos.

La figura 1.2.3 muestra dos electrodos superficiales el de la izquierda es un electrodo *3M red dot* infantil y el de la derecha es un electrodo *3M red dot* para adulto.



Figura 1.2.3 Electrodo superficiales [16]

Cuando es necesaria una mayor selectividad o hay que estudiar músculos situados a mayor profundidad, se emplean electrodos intramusculares.

La adquisición de la señal se realiza a través de tres electrodos en la piel. Dos electrodos son colocados de tal manera que exista un voltaje entre ellos cuando la señal mioeléctrica ocurra. El tercer electrodo es colocado en un área neutral, y su salida es usada para cancelar el ruido que puede interferir con las señales entre los otros dos electrodos.

La figura 1.2.4 muestra la ubicación de los 3 electrodos en el miembro superior, dos de los electrodos son colocados de manera diferencial, con el menor espaciamiento posible entre ellos y el tercer electrodo se ubica en una zona neutral, es decir, en una zona donde el movimiento del músculo sea mínimo.



(a) *Ubicación de los electrodos diferenciales*

(b) *Ubicación de los 3 electrodos*

Figura 1.2.4 Colocación de electrodos en miembro superior.

Dadas las pequeñas amplitudes que tienen las señales EMG, se utilizan preamplificadores diferenciales para lograr un aumento de la señal y reducir o eliminar señales habituales de mayor amplitud como la interferencia de una red eléctrica de 60 [Hz], o incluso otras señales biológicas como las del ECG. La impedancia de entrada del amplificador debe ser varios órdenes de magnitud mayor que las impedancias de los electrodos para evitar la atenuación o distorsión de la señal.

Tanto el ruido de los electrodos como el artefacto de movimiento se reducen mediante la disminución de la impedancia entre el electrodo y la piel, esto se consigue humedeciendo la piel con alcohol o raspándola levemente para eliminar las capas superiores de la epidermis [2].

Aplicaciones de la señal mioeléctrica.

Actualmente existen diversas áreas de investigación basadas en el uso de registros electromiográficos, tales como la mecánica de la contracción muscular y la descripción del funcionamiento normal del músculo durante ciertos movimientos y posturas, también investigaciones acerca de la actividad muscular durante ejercicios y deportes complejos, así como la validación de estudios anatómicos, estudios de la relación entre fatiga, fuerza y EMG, entre otras.

Dentro de las principales aplicaciones para electromiografía con electrodos superficiales se encuentra el análisis de movimiento, tal es el caso del estudio de estrategias de control motor, esto es la activación de músculos agonistas, sinérgicos y antagonistas, también en el análisis de marcha, identificación en factores desencadenantes de fisiopatologías, evaluación de cargas en biomecánica ocupacional y rehabilitación motriz por biofeedback.

Por otro lado la señal mioeléctrica superficial es un importante y efectivo sistema de control para accionar prótesis. Este tipo de control, conocido como control mioeléctrico, ha encontrado un amplio uso en personas con amputaciones o deficiencias congénitas del miembro superior. En estos sistemas, parámetros voluntariamente controlados de la señal mioeléctrica de un músculo o grupo de músculos, son usados para seleccionar y modular una función de una prótesis multifuncional. El reconocimiento de patrones en la señal mioeléctrica es usado para el control de prótesis mecatrónicas y más recientemente para el control de órtesis.

1.3 Biofeedback.

La palabra Biofeedback significa “biorealimentación”, la cual es una técnica de tratamiento enfocada al entrenamiento de las personas para modificar conductas fisiológicas ligadas al sistema nervioso autónomo sobre las que no se tenía control voluntario previo. Por medio de Biofeedback se obtiene información visual y auditiva sobre el estado interior del organismo y esta información se utiliza para mejorar la salud aprendiendo a reducir el estrés o tensión, a controlar la tensión muscular, la sudoración, la temperatura cutánea, el ritmo cardiaco, la presión sanguínea o la respiración [17].

En la medicina física, el terapeuta da a los pacientes una serie de ejercicios para fortalecer un músculo dado o cierto grupo de músculos. Ocasionalmente, dada una terapia de ejercicios, el paciente inadvertidamente usa músculos sustitutos para crear el patrón de movimiento deseado. Cuando el monitoreo por EMG superficial es usado, si un patrón de sustitución de músculos es notado, el paciente puede ser entrenado usando el sistema de biofeedback para ejercitar sólo el músculo deseado durante el ejercicio.

Las técnicas de biofeedback pueden ser agrupadas en tres categorías: entrenamiento por contracción mínima (downtraining o relajación sistemática), entrenamiento por

contracción máxima (uptraining) y entrenamiento controlado. La técnica de contracción mínima sirve como apoyo en el aprendizaje sobre la relajación muscular en pacientes con problemas de contracciones permanentes involuntarias. El método de relajación a seguir, depende de los hábitos del paciente así como la o las causas que originen este padecimiento. En un método de exploración sistemática de relajación, el paciente debe concentrarse en relajar el músculo de interés poco a poco, haciéndolo de manera consciente. Cuando las causas son psicológicas, el paciente debe realizar actividades mentales que reflejen en el entrenador su nivel de relajación disminuyendo su actividad muscular, aquí, el paciente es responsable de explorar y conocer dichas actividades. En otro método, si el paciente disfruta de representaciones visuales, deben reforzarse estas actividades como parte del entrenamiento, por ejemplo, cerrar los ojos y ser guiado por el terapeuta a través de una experiencia relajadora, como recostarse en una cama de playa en un día soleado, en la calidez del sol y el mar.

El entrenamiento por contracción máxima ayuda a fortalecer el músculo hipotrófico o debilitado con base en series de repeticiones (como en el gimnasio) las cuales consisten en superar un límite de voltaje que debe ser ajustado de acuerdo con el tipo de lesión y nivel de control del paciente sobre el músculo en cuestión, para lo cual es necesaria la asesoría de un experto en rehabilitación física o de manera empírica e independiente por cada paciente. A largo plazo, esto ayudará al músculo a fortalecerse y fortalecer las conexiones nerviosas existentes entre el músculo y sistema nervioso motriz.

El entrenamiento controlado consiste en dos umbrales dentro de los cuales se debe concentrar la actividad muscular. Este tipo de entrenamiento se enfoca en ayudar al paciente a adquirir la habilidad de percibir que tan tenso o activo realmente se encuentra su músculo. Se diferencia del entrenamiento superior e inferior en que el paciente tiene que controlar la contracción muscular por niveles en lugar de exceder o mantenerse por debajo del umbral. La meta es que el paciente, por propiocepción, sepa cual es una contracción débil y cual es una contracción fuerte, tomando como referencia su nivel máximo de contracción [18].

1.4 Trabajos similares.

- Se realizó un entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo o mano por Alonso Alonso A, Homero Sánchez R., Espino Hurtado P., De la Rosa Steinz R. y Liptak L. en el 2002, el cual consta de, un módulo de adquisición de la señal, un módulo de software de reconocimiento de patrones, un módulo de software de simulación gráfica tridimensional para la prótesis y un módulo software para el entrenamiento de pacientes [19].
- Se desarrolló como etapa previa al trabajo antes descrito una "Herramienta Gráfica para entrenadores de prótesis mioeléctricas", por Ramón de la Rosa, Alonso Alonso, Roberto Homero, Daniel Abasolo y Víctor Rodríguez. La cual se desarrolló por que los pacientes tenían dificultades para poder familiarizarse con el manejo de la representación tridimensional del brazo, dicho trabajo ofrece una representación bidimensional de la actividad muscular [20].
- Se ha desarrollado una plataforma de un sistema de entrenamiento neuromuscular, por Ramón de la Rosa, Sonia de la Rosa, Alonso Alonso y Lara Val. Es una plataforma portable en tiempo real, únicamente para el entrenamiento de miembro superior. Consiste en un juego que se denominó Mio-Pong y es básicamente una mesa de tenis, donde el usuario hará su entrenamiento mientras juega [21].
- Entrenador Mioeléctrico QNET 2010, desarrollado por National Instruments, es un entrenador que pretende introducir a los estudiantes a la ingeniería biomédica. Se puede controlar un servomotor usando la electromiografía, es decir, contrayendo los músculos [22].

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración.

2.1 Identificación de las necesidades.

Considerando y empleando los términos presentados en el capítulo 1, en este capítulo se presentan las características del entrenador mioeléctrico que se va a diseñar, con base en las necesidades del paciente.

Necesidad básica.

Se requiere de un sistema de biofeedback (entrenador mioeléctrico) capaz de ayudar al fortalecimiento y mejoramiento de la respuesta muscular a estímulos autónomos, (estímulos generados por el sistema nervioso) que ayude en el proceso de rehabilitación de pacientes con hipotrofia muscular por lesiones nerviosas.

Definición del problema.

El alto precio de los equipos de biofeedback existentes obliga a los pacientes con problemas musculares acudir a clínicas especializadas para rehabilitación, lo que aumenta los costos de la terapia, además de requerir de una significativa inversión de tiempo e interferir con las actividades esenciales en la vida diaria tales como el trabajo y el ocio.

Una de las principales razones por las cuales el costo de equipos de entrenamiento mioeléctrico se eleva es debido a que exceden las necesidades del paciente, pues suelen usarse con diferentes fines aparte de la electromiografía (EMG), como electrocardiografía (EEG) y electroencefalografía (ECG).

Requerimientos del usuario.

Se obtuvo información del usuario sobre los requerimientos necesarios que desea cubra el entrenador.

Requerimientos funcionales.

- **Funcional.** Que el entrenador sirva conforme a sus características de diseño.

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

- **Seguro.** Que el entrenador ofrezca al paciente seguridad de uso, de manera que no haya preocupaciones por alguna descarga eléctrica que el paciente pudiera sufrir.
- **Durable.** Que todos los componentes del entrenador tengan un tiempo de vida prolongado.
- **Manejable.** Que el entrenador sea de tamaño adecuado para su manipulación.
- **Práctico.** Que se concentre en su finalidad de entrenador mioeléctrico, de manera directa y sencilla.
- **Fácil de usar.** Que las conexiones del cuerpo al entrenador sean fáciles de realizar y la interfaz gráfica sea entendible.
- **Ligero, compacto y portátil.** Que el peso sea el adecuado, de manera que el paciente pueda trasladarlo de un lugar a otro sin dificultades.
- **Escalable.** Que la interfaz ofrezca niveles de dificultad, que puedan ser controlados por el usuario.
- **Económico.** Que el costo del entrenador sea asequible para la media de la población en México.

Requerimientos no funcionales.

- **Cómodo.** Que la colocación de los electrodos sea lo más confortable posible y que el paciente no sienta molestias.
- **Bajo Mantenimiento.** Que el entrenador se pueda conservar en buenas condiciones a medida que pasa el tiempo con un mantenimiento tanto preventivo como correctivo.

Estos requerimientos fueron calificados por el usuario en orden de importancia, siendo aquellos que consideró primordiales los asociados al número 5 y los de menor importancia al número 1. (Tabla 2.1.1).

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

5	4	3	2	1
Funcional	Cómodo	Ligero, compacto y portátil	Económico	Estético
Seguro	Práctico	Escalable (que pueda aumentar progresivamente la dificultad)		
Bajo mantenimiento	Fácil de usar (amigable)			
Durable				

Tabla 2.1.1 Requerimientos del cliente.

Con base en los requerimientos establecidos se determinaron las especificaciones, las cuales se presentan a continuación.

2.2 Especificaciones de diseño.

Independientemente de la etapa de diseño en la que se encuentre el proyecto, las especificaciones de diseño servirán como referencia básica en todo momento. Las especificaciones son dinámicas, es decir, si en algún momento del desarrollo hay una buena razón para cambiarlas, se debe hacer para mejorar el diseño.

En la fase final del desarrollo del producto las especificaciones de diseño deberán estar en equilibrio con el diseño del producto incluso cuando las especificaciones sean dinámicas.

Las especificaciones que se tomaron en cuenta se listan a continuación:

2.2.1 Ambiente

- Los rangos de temperatura, presión y humedad a los que se encontrará el entrenador durante su diseño, manufactura y uso serán los estándares de la Ciudad de México:

Temperatura: 2°C - 28°C

Presión: 77800 Pa

Humedad: 12% - 90%

2.2.2 Vida en servicio

- El entrenador está diseñado para trabajar tres horas continuas con la batería y el tiempo que se desee con el eliminador.

2.2.3 Mantenimiento

- Deberá ser de mantenimiento mínimo y sencillo; cuando en la interfaz gráfica no se vea la señal mioeléctrica o presente alguna distorsión, deberá hacerse un chequeo individual de los circuitos, para verificar que estén funcionamiento correctamente. Los circuitos integrados que se detecte que fallen, deberán y podrán ser cambiados de manera sencilla.

2.2.4 Precio del producto

- El precio del entrenador deberá ser menor que los actualmente existentes en el mercado, ya que al ser un entrenador más específico, estará basado únicamente en la EMG y por lo tanto el precio del producto será mucho más asequible para las personas de clase media. Aproximadamente \$3000 pesos (precio neto de los componentes).

2.2.5 Tamaño

- Las dimensiones del entrenador serán aproximadamente de 11x7 [cm] con el fin de que pueda ser transportado sin problema.

2.2.6 Peso

- La masa del entrenador será de aproximadamente 600 [g], de manera que el peso de éste no sea un problema para la persona que necesite transportarlo para entrenar.

2.2.7 Material

- El material de la carcasa debe ser de bajo peso, resistente y aislante para proteger el circuito y alargar su vida útil.

2.2.8 Tiempo de vida

- Debido a que desgraciadamente el ser humano seguirá sufriendo lesiones musculares, y como representa la fase de entrenamiento para uso de prótesis mioeléctricas este entrenador siempre será necesario. Este prototipo servirá de apoyo a futuras investigaciones, y su vigencia dependerá de los avances tecnológicos así como del progreso que el paciente tenga en su recuperación.

2.2.9 Calidad y confiabilidad

- Como se trata de un producto que será utilizado por el paciente en su vida cotidiana, el entrenador debe ser sumamente confiable y de buena calidad para lograr su objetivo. La calidad del dispositivo se evaluará en función del servicio que brinde al paciente y de su eficacia, lo cual depende de series de pruebas a largo plazo (meses o años, dependiendo del daño y tipo de programa de rehabilitación), las cuales por razones de tiempo no se presentan en este trabajo, sin embargo se establecen las bases teóricas y prácticas necesarias para poder realizar dichas pruebas. Por su parte, la confiabilidad se podrá medir en función de que sea seguro para el paciente, esto es que el dispositivo no produzca descargas eléctricas, así como la protección necesaria para el circuito y todos los componentes del dispositivo, asegurando el buen funcionamiento del mismo. Es importante tomar en cuenta que no se trabajará con altos voltajes ni corrientes y deberá tener buenos acabados.

2.2.10 Escala de tiempo

- Se trata de un proyecto de un año, el cual se inicia desde cero hasta la fase terminal, se pretende que al término del proyecto el usuario sea capaz de usar su entrenador y empiece con el entrenamiento pertinente.

2.3 Diseño Conceptual.

El diseño conceptual toma la definición del producto y sus especificaciones para establecer aspectos de funcionamiento, componentes principales, materiales, procesos generales y características del producto a un grado en el cual se puedan

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

estimar costos, y la factibilidad de llevarlo a producción y tener una comercialización exitosa.

El diseño conceptual se divide esencialmente en dos componentes cíclicos:

1. La generación de conceptos que den soluciones a los requerimientos del producto.
2. La evaluación de dichas soluciones, para seleccionar los conceptos que más satisfagan a las especificaciones de diseño anteriormente expuestas.

Es conveniente dividir el problema, es decir, el desarrollo del producto y de esta manera facilitar el resolver problemas complejos dividiéndolos en partes. Esto también facilita la planeación y control del trabajo.

El proyecto de manera general se esquematiza en la figura 2.3.1, en la cual se señala la entrada al sistema, el sistema como una caja negra y el resultado proveniente de la caja negra que en este caso sería del entrenador mioeléctrico.



Figura 2.3.1 Esquema general del proyecto.

Se descompuso el producto de acuerdo a las funciones o aspectos que se desea desempeñe. La figura 2.3.2 muestra de manera desglosada las funciones que debe realizar el entrenador, esto con la finalidad de identificar cada uno de las etapas de diseño y de esta manera, buscar soluciones y analizar posteriormente las más adecuadas para el mismo.

Flujo de funciones.

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

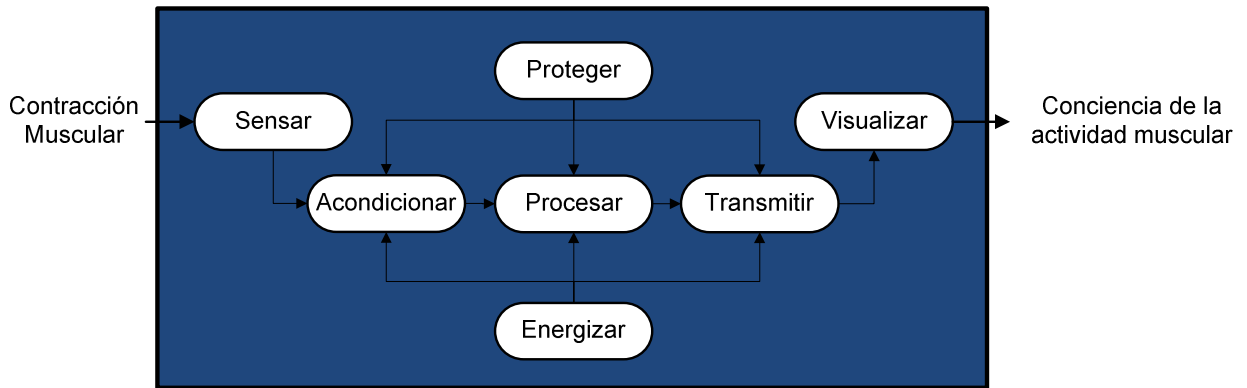


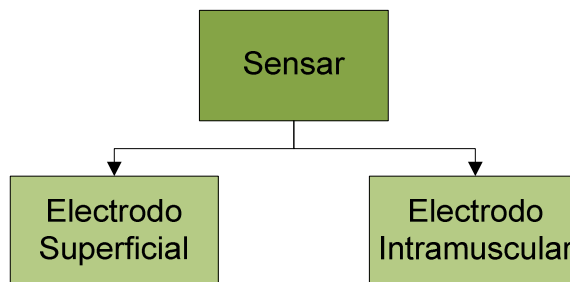
Figura 2.3.2 Identificación de las etapas del entrenador.

A continuación se describe y analiza cada una de las etapas de diseño del entrenador, de manera de tener la información necesaria para poder escoger la alternativa de solución que mejor cumpla con las necesidades, las especificaciones y los requerimientos de diseño.

Descripción de funciones.

2.3.1 Sensar. Un sensor es un dispositivo que nos permite registrar la actividad eléctrica generada durante la contracción muscular. Los sensores que nos permiten captar la señal del músculo son los electrodos, los cuales pueden ser superficiales o intramusculares.

El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel, por lo tanto, existen dos transiciones en el camino de la señal mioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida. La primera es el contacto entre la piel y el electrolito, la segunda es el contacto entre el electrolito y la parte metálica del electrodo. La presencia de estas interfaces provocará un intercambio iónico con la consiguiente aparición de un potencial de electrodo.



Electrodo superficial. Los electrodos de superficie o cutáneos van unidos a la piel sobre el segmento muscular que se está estudiando, se utilizan para estudiar la actividad de todo el músculo superficial. Estos electrodos pueden ser desechables o reutilizables con una protección de plástico y un cuello adhesivo por ambos lados. Su diámetro va de 2 a 10 [mm] para la parte activa del electrodo. Son preferidos por sus cualidades no invasivas, aunque la precisión de la señal recogida sea menor que la de los intramusculares.

Electrodo intramuscular. Los electrodos intramusculares se insertan en la piel en el tejido fino del músculo que se desea analizar, son utilizados cuando hace falta una mayor selectividad o se desea estudiar músculos situados a mayor profundidad, estos electrodos son más selectivos que los superficiales y no se observan cruces (registros de músculos activos adyacentes) que pueden ocurrir cuando se utilizan electrodos de superficies sobre músculos superficiales de escaso tamaño. Consisten en dos hilos metálicos con un diámetro variable entre 50 y 75 [μm], totalmente aislados con excepción de la punta. Aunque son más precisos que los superficiales, la incomodidad de estos sensores, los hacen poco viables para cubrir el requerimiento.

2.3.2 Acondicionar. El acondicionamiento permite que la señal registrada sea factible de procesar o leer. Dentro del acondicionamiento se encuentran las siguientes etapas:

- ✓ Amplificación
- ✓ Filtrado
- ✓ Aislamiento

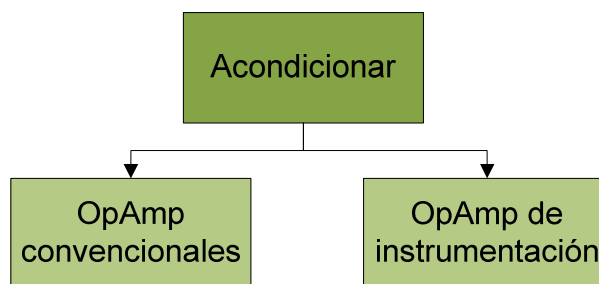
A continuación se explican las etapas del acondicionamiento presentes en el diseño del entrenador.

Amplificación - Es el tipo más común de acondicionamiento. Para conseguir la mayor precisión posible la señal de entrada deber ser amplificada de modo que su máximo nivel coincida con la máxima tensión que el convertidor pueda leer.

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

Dado que las señales mioeléctricas son de pequeñas amplitudes, la primera función a realizar al acondicionar la señal, será amplificar las débiles señales entregadas por el electrodo, hasta niveles utilizables por el resto de los componentes del sistema. El amplificador de señales débiles que realice esta tarea será, por lo tanto, un componente crítico y fundamental del sistema de instrumentación.

Para la etapa de amplificación se pueden usar amplificadores operacionales convencionales y amplificadores de instrumentación.



Sin embargo el amplificador de instrumentación se caracteriza por amplificar señales mucho más débiles como lo son las señales mioeléctricas, en comparación con los amplificadores operacionales convencionales.

El amplificador de instrumentación está diseñado para la medición, instrumentación y/o control, integrado por varios amplificadores operacionales y resistencias de precisión, haciendo de él un circuito en extremo estable y útil cuando es importante la precisión. Una de las desventajas de utilizarlos, es su precio relativamente alto (respecto al amplificador operacional promedio) que se compensa con su buen rendimiento. Debido a estas características, el amplificador de instrumentación será parte fundamental del circuito.

Filtrado - Los filtros son circuitos que permiten el paso de una determinada banda de frecuencias mientras atenúan todas las señales que no están comprendidas dentro de esa banda. Existen filtros pasivos y activos. Los filtros pasivos sólo tienen resistencias, inductores y capacitores. En los filtros activos, se utilizan transistores o amplificadores operacionales además de las resistencias, inductores y capacitores.

Existen cuatro tipos de filtros: pasa bajas, pasa altas, pasa banda y de eliminación de banda (también conocidos como de rechazo de banda, muesca o notch). El filtro paso

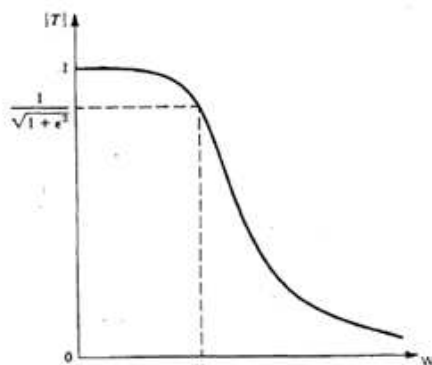
Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

bajas es un circuito cuyo voltaje de salida es constante, desde cc hasta llegar a cierta frecuencia de corte, f_c . Conforme la frecuencia va aumentando por arriba de f_c , el voltaje de salida se atenúa.

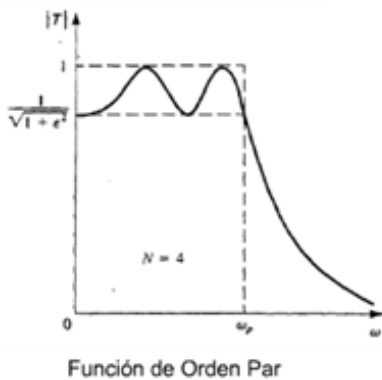
Los filtros pasa altas atenúan el voltaje de salida de todas las frecuencias que están por debajo de la frecuencia de corte. Los filtros pasa banda sólo dejan pasar una banda de frecuencias mientras atenúan las demás frecuencias que están fuera de la banda. Los filtros de eliminación de banda rechazan determinada banda de frecuencias, por lo que pasan todas las frecuencias que no pertenecen a la banda [23].

Debido a las características de la señal mioeléctrica, se requiere de un filtro de frecuencia activo analógico que permita el paso de las frecuencias correspondientes a la actividad eléctrica generada por el músculo. Para estos fines se utilizan amplificadores diferenciales convencionales, cuyo costo suele ser bajo y en una configuración adecuada, logran reducir o eliminar señales habituales de mayor amplitud como la interferencia de una red eléctrica (60 [Hz]), o incluso otras señales biológicas como las del ECG y la respiración (Capítulo 1, sección 1.2).

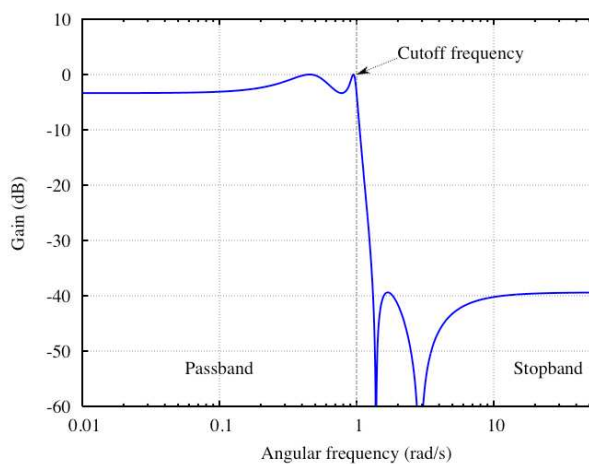
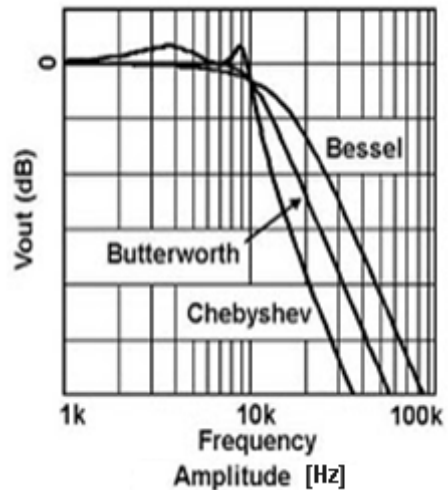
Existen diferentes configuraciones de filtros los cuales varían en su comportamiento, los filtros más habituales por su facilidad de configuración son.



- Filtro de Butterworth, con una banda de paso suave y un corte agudo.



- Filtro de Chebyshev, con un corte agudo pero con una banda de paso con ondulaciones.



- Filtro de Bessel, tiene una banda bastante plana y una banda eliminada monótonica parecida a la de Butterworth. Para un filtro del mismo grado, la caída en la zona de atenuación es mucho menor.

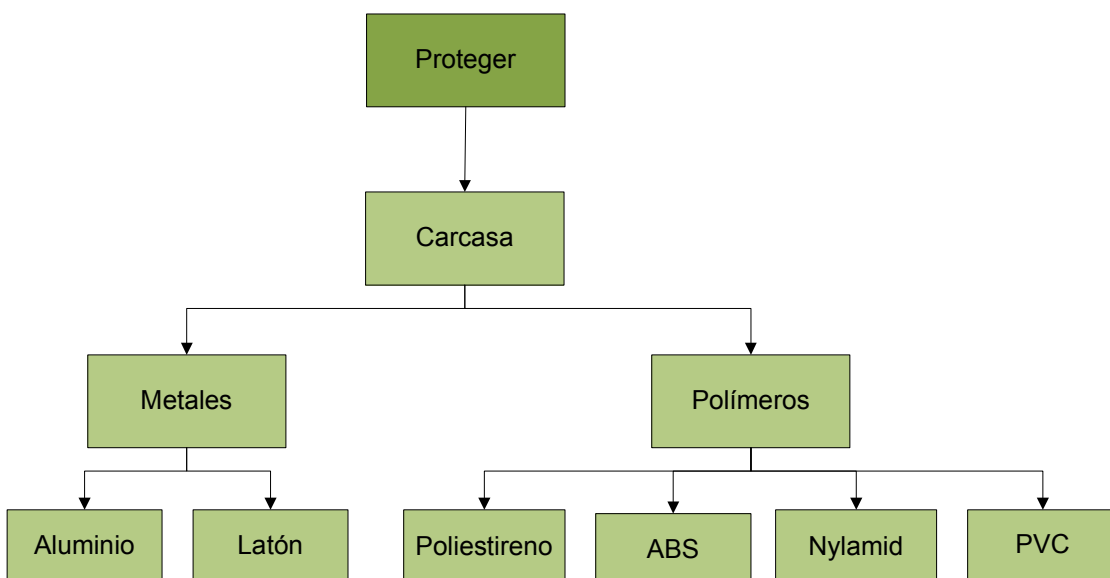
Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

Aislamiento - Otra aplicación habitual en el acondicionamiento de la señal es el aislamiento eléctrico entre el sensor y el ordenador, para proteger al mismo de transitorios de alta tensión que puedan dañarlo. Un motivo adicional para usar aislamiento es el garantizar que las lecturas del convertidor no son afectadas por diferencias en el potencial de masa o por tensiones en modo común.

2.3.3 Proteger. El circuito debe estar aislado y protegido para evitar daños causados por el ambiente así como proteger al usuario de posibles descargas eléctricas durante su manipulación.

El tipo de protección tendrá que cumplir principalmente con los requerimientos de ser ligero, compacto, portátil y durable. La carcasa parte de la necesidad de aislar al circuito para protegerlo de factores ambientales y cuestiones de manipulación, que pudieran generar daños al circuito y posibles descargas eléctricas al usuario, por lo que la caja debe ser una estructura sellada que sólo permita las conexiones necesarias para alimentación y comunicación.

Por lo que surge la necesidad de examinar diferentes materiales para comparar sus ventajas y desventajas y de esta manera elegir el material que más se ajuste a nuestras necesidades de diseño. Los materiales que se proponen se encuentran contenidos en el esquema de abajo.



Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

Dentro de los posibles y más comunes materiales se pueden mencionar el grupo de los metales y el de los polímeros. A continuación se presentan las características más importantes de cada uno de los materiales que se encuentran en el esquema superior.

- **Aluminio**

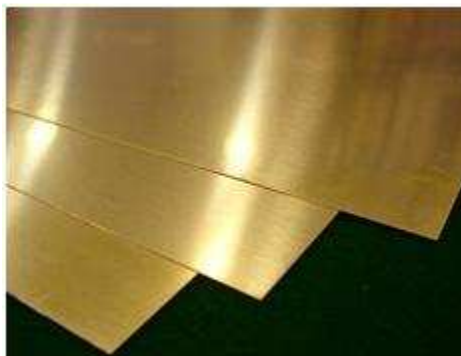
El Aluminio posee las siguientes características:



- Es liviano, con una densidad de 2.7 g/cm^3 , un tercio el peso del acero
- Fuerte y de larga duración
- No tóxico
- Resistente a la corrosión, debido a que genera de forma natural una capa de óxido que lo hace muy resistente a la corrosión.
- Excelente conductor de calor y la electricidad
- No magnetizable
- De fácil manejo
- Reciclable

- **Latón.**

El Latón posee las siguientes características [25]:



Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

- Densidad variable de $8,4 \text{ g / cm}^3$ a $8,7 \text{ g / cm}^3$
- Material fácilmente moldeable con una temperatura de fusión de 980°C ., inferior a la del hierro, los aceros, el bronce y el cobre puro.
- Admite bien la deformación en frío
- Buen conductor de la electricidad
- Buen conductor térmico
- Buena resistencia a la corrosión
- Excelentes propiedades de soldadura
- Excelente maquinabilidad
- Metal fácilmente reciclable
- No se altera a temperaturas entre -100 y 200°C ni se degrada con la luz
- Buena resistencia al desgaste

- **Poliestireno de alto impacto (HIPS).**

El Poliestireno posee las siguientes características:



- Es más fuerte que el poliestireno de uso general
- No quebradizo
- Aceptable resistencia al impacto
- Elevada fuerza de tensión
- Liviano
- Muy baja elongación
- Buena resistencia al agua

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

- Muy buena procesabilidad, es decir, se puede procesar por los métodos de conformado empleados para los termoplásticos, como inyección y extrusión.

- **ABS**

El ABS posee las siguientes características:



- Densidad variable de 1.03 a 1.07 g/cm³
- Muy alta resistencia al impacto
- Buena resistencia mecánica
- Alta tenacidad
- Alta dureza y rigidez
- Alta resistencia a la abrasión
- Baja absorción de agua
- Facilidad para el procesado
- No tóxico
- Estabilidad dimensional

- **Nylamid.**

El Nylamid posee las siguientes características:



Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

- Densidad variable de 1.11 g/cm³ a 1.16 g/cm³
- Facilidad de maquinado
- Buenas propiedades mecánicas y eléctricas
- Resistencia a la abrasión
- Gran resistencia al desgaste
- Balance ideal de resistencia y tenacidad
- Muy alta resistencia al impacto
- Alto módulo de elasticidad
- Poca absorción de humedad
- Rigidez
- Maleabilidad
- Buena relación costo-beneficio
- Disponibilidad en el mercado

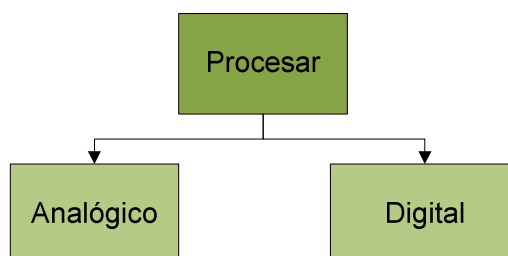
- **PVC (Policloruro de vinilo).**

El PVC posee las siguientes características:



- Densidad variable de 1.36 g/cm³ a 1.40 g/cm³
- Rango de temperatura de trabajo -15°C +60°C.
- Resistencia, rigidez y dureza mecánicas elevadas
- Buen aislante eléctrico
- Mínima absorción de agua
- Fácil de pegar y soldar
- Resistente a la intemperie (sol, lluvia, viento y aire marino).

2.3.4 Procesar. El procesamiento de la señal debe codificar la parte útil de la señal mioeléctrica.



El *procesamiento analógico* efectúa los cálculos y las transformaciones que necesita la señal de manera rápida, con alguna configuración de componentes electrónicos. El procesamiento analógico debe cumplir con las características de los tipos de entrenamiento (Capítulo 1, sección biofeedback).

En términos prácticos, un entrenamiento mioeléctrico, requiere del registro de la amplitud (nivel de voltaje o potencial de acción) generada de la señal mioeléctrica, la cual es directamente proporcional al nivel de hipertrofia y cantidad de conexiones mioneurales en el músculo del paciente, por lo tanto, para una primera etapa en el desarrollo del entrenador, la parte útil de la señal mioeléctrica será sólo aquella que registre las crestas o picos de la actividad muscular, por lo cual, esta etapa de procesamiento analógico debe estar enfocado a generar dicho registro. Este registro puede ser logrado de manera digital, sin embargo, la naturaleza de la señal mioeléctrica (gama de frecuencias y amplitud) puede complicar el procesamiento y envío de datos, perdiendo información y aumentando la complejidad del circuito eléctrico.

Concepto: RMS.

Para obtener un valor de corriente continua que se asemeje al efecto producido por la señal mioeléctrica, se puede utilizar el concepto de valor cuadrático medio (RMS) o valor eficaz. Esta es una manera práctica conseguir el promedio de amplitud de la señal. Para ello existen circuitos integrados capaces de realizar internamente esta operación.

Concepto: Detector de nivel.

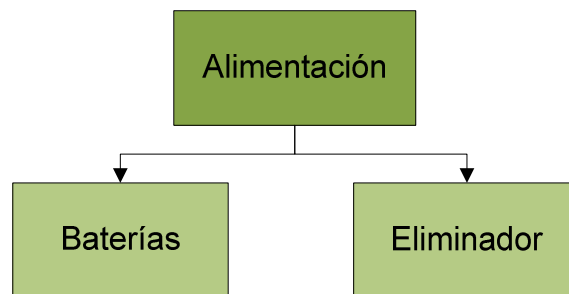
Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

Son circuitos constituidos básicamente por amplificadores diferenciales, los cuáles, parten de una referencia de voltaje para determinar si la señal de entrada es mayor (o menor, dependiendo de la configuración) y enviar una señal de salida que indique el momento en el que se detecta un pico. Sin embargo, al sólo registrar valores de la señal casi puntuales, se pierde información y hacen poco flexible al sistema.

El *procesamiento digital* se efectúa comúnmente como una conversión analógica-digital de la señal como interfaz entre dispositivos analógicos y digitales. En este punto, el procesamiento digital se encargará de tomar la información procesada analógicamente y convertirla en información que pueda ser visualizada en una gama amplia de dispositivos tales como una computadora.

Este procesamiento puede llevarse a cabo mediante un circuito convertidor analógico-digital, este puede ser un circuito integrado o parte de un complejo microcontrolador. Para fines del prototipo, se usará un microcontrolador con módulo de conversión analógica-digital y módulo de transmisión y recepción de datos, con lo cual, el procesamiento digital se complementa con el envío y transmisión de información a la etapa de visualización.

2.3.5 Energizar. El circuito debe ser alimentado por alguna fuente de energía para su funcionamiento.



Baterías - Existen dos clases de pilas: la primaria, cuya carga no puede renovarse cuando se agota, excepto reponiendo las sustancias químicas de que está compuesta, y la secundaria, que sí es susceptible de reactivarse sometiéndola al paso más o menos prolongado de una corriente eléctrica continua, en sentido inverso a aquél en que la corriente de la pila fluye normalmente.

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

En general, se venden principalmente 3 tipos de pilas no "recargables" compuestas por los siguientes minerales:

Carbón – zinc: Tienen un contenido de mercurio inferior al 0,025% de su peso total. Es la pila más corriente, utilizada ampliamente en aparatos de bajo consumo como: radios portátiles, linternas, juguetes y aparatos mecánicos. Suministra una fuerza electromotriz de 1,5V. Su capacidad de almacenamiento de energía es bastante reducida y, además, tienen tendencia a descargarse cuando no se utilizan.

Alcalinas: Tiene un contenido de mercurio que ronda el 0,1% de su peso total. Es una versión mejorada de la pila anterior en la que se ha sustituido el conductor iónico cloruro de amonio por hidróxido potásico (de ahí su nombre de alcalina). La cantidad de mercurio empleada para regularizar la descarga es mayor. Esto le confiere mayor duración, más constancia en el tiempo y mejor rendimiento. Por contra su precio es más elevado. También suministra una fuerza electromotriz de 1,5 V. Se utiliza en aparatos de mayor consumo como: grabadoras portátiles, juguetes con motor, flashes electrónicos.

Óxido de mercurio: También llamadas pilas botón, con un contenido de mercurio de alrededor del 30% de su peso. La fuerza electromotriz producida es de 1,35 V.

Proporcionalmente contiene mayor cantidad de mercurio que las anteriores lo que las hace más contaminantes. La ventaja de esta pila es que puede construirse con un tamaño muy reducido (de ahí su nombre) lo que permite utilizarla en aparatos de pequeño tamaño que requieran una importante capacidad de energía como: relojes, calculadoras extraplanas, audífonos. Sin embargo este tipo de pilas es bastante más cara que las anteriores.

El mercado ofrece, tres tipos de pilas *recargables*: NiCd, NiMH y Lilon:

NiCd (Nickel Cadmium): También llamadas de Níquel Cadmio, éste es el tipo de pila recargable que surgió primero. Normalmente, las pilas NiCd son más baratas. Sin embargo, tienen menor tiempo de vida útil, además de tener menor capacidad de carga.

Las baterías de Níquel Cadmio pueden sufrir de un problema llamado "efecto memoria". Cuando eso ocurre, la pila deja de ser cargada totalmente por su composición química y da señal de que la carga está completa. Las pilas NiCd están

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

cada vez más en desuso, pues además del efecto memoria, de su menor capacidad y del menor tiempo de vida útil, ese tipo de batería es muy contaminante, ya que el cadmio es un elemento químico altamente tóxico y perjudicial para el medio ambiente.

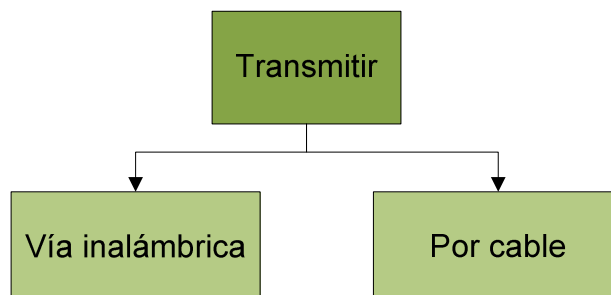
NiMH (Níquel-Metal Hydride): También denominadas de Níquel Metal Hidreto, las pilas NiMH son el tipo más utilizado actualmente, pues ofrecen mayor capacidad, mayor tiempo de vida y soportan más recargas si se las compara al NiCd (dependiendo del fabricante). Además, son menos contaminantes, ya que no utilizan materiales pesados, como el cadmio. Otra ventaja de ese tipo es la no existencia del efecto memoria.

Hay también un tipo llamado Lilon (Lithium Ión), también conocido como Litio Ión. Las baterías que usan ese patrón son las más ventajosas, pues poseen un mayor tiempo de vida útil y pueden tener mayor capacidad de carga. Sin embargo, son más caras y es difícil encontrar pilas en los formatos AA y AAA con esa tecnología.

Eliminador - Una alimentación de energía basada en una fuente de corriente directa, puede cumplir también con el voltaje y corriente necesarios para el correcto funcionamiento del circuito. Al usar una fuente de corriente directa el proyecto se volvería mas ecológico y económico sin embargo se estaría suprimiendo la ventaja de la portabilidad.

La decisión sobre la alimentación del proyecto se realizara de manera experimental, debido a que se tiene que analizar si el circuito funciona de la misma manera tanto con las baterías y el eliminador y de esta manera decidir cuál es la mejor opción.

2.3.6 Transmisión. La información registrada y procesada requier ser transmitida a la computadora (o sistema de visualización) para ser vista por el usuario. Está función debe servir como puente o interfaz entre el circuito eléctrico y la computadora.



Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

Existen dos diferentes formas de transmitir datos: transmisión vía inalámbrica y transmisión por cable.

La *comunicación inalámbrica* es aquella en la que el emisor y el receptor no se encuentran unidos por un medio de propagación físico, sino que se utiliza la modulación de ondas electromagnéticas a través del espacio. Sin embargo, la transmisión más sencilla de lograr con la menor interferencia, es la transmisión por cable, para la cual existen diferentes protocolos de comunicación, los más comunes son USB y RS232.

RS232 (Recommended standard 232). La interfaz RS-232 se define en las especificaciones ANSI (American National Standard Institution) como “la interfaz entre un equipo terminal de datos y un equipo de comunicación de datos utilizando un intercambio binario en modo serie”. Los dispositivos son llamados DTE (Data Terminal Equipment) como puede ser un ordenador y DCE (Data Circuit-terminating Equipment) como puede ser un modem. El DTE usa un terminal macho mientras que al DCE se conecta un terminal hembra y es el encargado de establecer y mantener la conexión, como se puede observar en la figura 2.3.3.

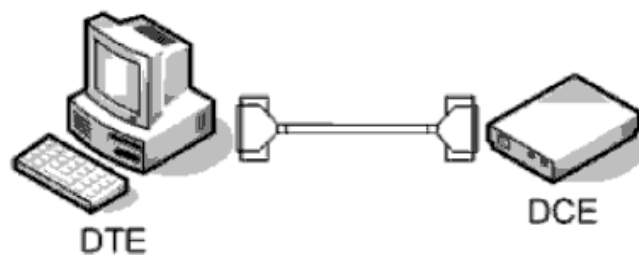


Figura 2.3.3. Dispositivos con una comunicación serie: DTE y DCE.

Las características más importantes de este tipo de comunicación son:

- Velocidad máxima original de 20 kbps, hay aplicaciones que llegan a 116 kbps
- Longitud máxima del cable de 15 [m]
- Tensión en modo común máxima de ± 25 [V]
- Impedancias de 3 a 7 [K Ω]
- Modo de operación simple
- Un emisor y un receptor

Capítulo 2: Diseño conceptual y de configuración.

- Transmisión asíncrona o síncrona (usando líneas extra para el reloj)

USB (Bus de serie universal). Como su nombre lo sugiere, se basa en una arquitectura de tipo serial. Sin embargo, es una interfaz de entrada/salida mucho más rápida que los puertos seriales estándar. Trabaja como interfaz para transmisión de datos y distribución de energía, que ha sido introducida en el mercado de PC's y periféricos para mejorar las lentas interfaces serie (RS-232) y paralelo. Esta interfaz de 4 hilos, 12 Mbps y "plug and play", distribuye 5V para alimentación, transmite datos y está siendo adoptada rápidamente por la industria informática.

Es un bus basado en el paso de un testigo, semejante a otros buses como los de las redes locales en anillo con paso de testigo y las redes FDDI. El controlador USB distribuye testigos por el bus. El dispositivo cuya dirección coincide con la que porta el testigo responde aceptando o enviando datos al controlador. Este también gestiona la distribución de energía a los periféricos que lo requieran.

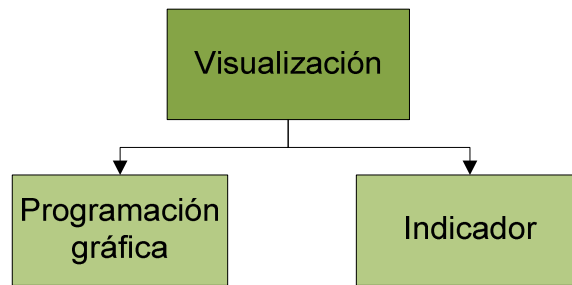
Emplea una topología de estrellas apiladas que permite el funcionamiento simultáneo de 127 dispositivos a la vez. En la raíz o vértice de las capas, está el controlador anfitrión o host que controla todo el tráfico que circula por el bus. Esta topología permite a muchos dispositivos conectarse a un único bus lógico sin que los dispositivos que se encuentran más abajo en la pirámide sufran retardo. A diferencia de otras arquitecturas, USB no es un bus de almacenamiento y envío, de forma que no se produce retardo en el envío de un paquete de datos hacia capas inferiores.

El sistema de bus serie universal USB consta de tres componentes:

- Controlador
- Hubs o Concentradores
- Periféricos

Para fines de este proyecto se utilizara la comunicación RS-232, debido a que es la conocida por los integrantes del proyecto, por lo tanto se realizara por facilidad de desarrollo y disminución de tiempo para el término del proyecto.

2.3.7 Visualizar. El usuario debe estar consciente de la actividad generada por el músculo en entrenamiento por medio de la visualización en pantalla de su señal mioeléctrica.



Una *programación gráfica* en una computadora ofrece muchas más posibilidades de interacción y programación para más niveles de entrenamiento que un *indicador* sencillo, que puede ir desde un arreglo de LED hasta un display gráfico, lo cual puede resultar ser más económico y no necesitar de una computadora. Sin embargo, para fines del prototipo de prueba, se ha decidido utilizar una computadora donde, por medio de programación que permita visualizar algún tipo de animación, se complete el sistema de biofeedback para realizar las primeras pruebas.

2.4 Diseño de Configuración.

Mediante el diseño de configuración se analizan y evalúan las distintas alternativas para la distribución de los sistemas que conforman el prototipo. Esta distribución puede ser representada mediante bosquejos, esquemas de dibujo, en papel o en CAD; dichas representaciones establecerán las bases para el diseño de detalle, etapa en la cual se requerirá de una mejor calidad y detalle en la representación de la configuración y de los conceptos seleccionados.

Por facilidad de representación, fue necesario dividir el diseño en dos configuraciones principales, una configuración electrónica y una configuración de ensamble.

Configuración electrónica.

La configuración electrónica consta esencialmente de los siguientes módulos.

- Módulo de pre amplificación.
- Módulo de tratamiento de la señal (o rectificación).
- Módulo de amplificación
- Módulo de protección.
- Módulo de filtrado.

- Módulo de transmisión.

La configuración electrónica básica se muestra en la figura 2.4.1. La manera en que estos módulos se relacionen y en conjunto respondan a las pruebas de funcionamiento, será determinante para elegir la configuración final, la cual puede constar de todos o algunos de estos módulos.

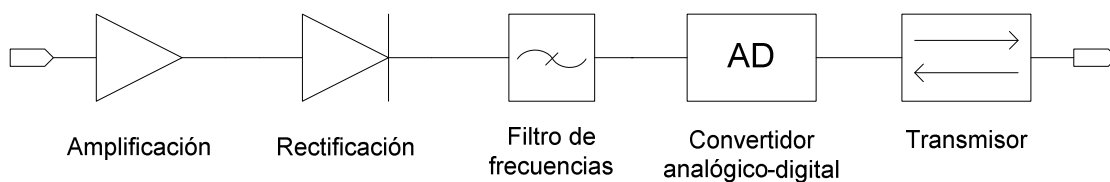


Figura 2.4.1. Configuración electrónica básica del entrenador.

Circuito impreso.

El circuito impreso o PCB (del inglés Printed Circuit Board), tiene dos propósitos en la construcción de un dispositivo electrónico; es el lugar para montar los componentes y proporciona los medios de conexión eléctrica entre ellos. Están compuestos por capas conductoras, separadas y soportadas por capas de material aislante laminado. A continuación se enumeran los tipos de circuito impreso:

- Multicapa. Es lo más habitual en productos comerciales. Suele tener entre 8 y 10 capas, de las cuales algunas están enterradas en el sustrato.
- Doble capa con orificios metalizados. Es un diseño muy complicado de bajo coste con taladros metalizados que nos permite hacer pasos de cara.
- Unicapa sin orificios metalizados. Se usa en diseños de bajo coste y sencillos.
- Doble capa sin orificios metalizados. Es sencillo con taladros sin metalizar, sustrato de fibras de vidrio y resina. Hay que soldar por ambos lados para que haya continuidad.

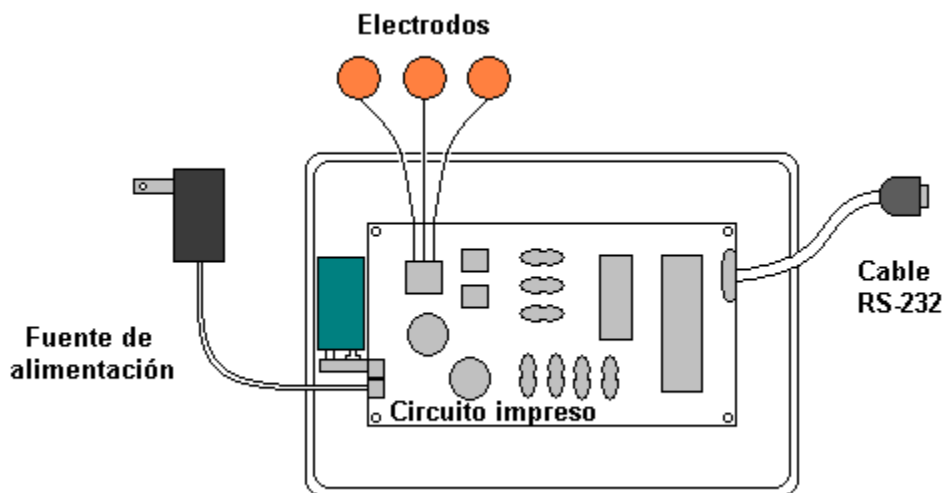
El circuito se diseñará para un prototipo de bajo costo.

Configuración de ensamble.

La configuración de ensamble es la manera en la que todos los componentes (incluyendo la electrónica) del entrenador mioeléctrico se agrupan y se organizan. Existen varias configuraciones posibles para el diseño final del entrenador, las cuales se presentan a continuación.

Configuración de ensamble 1.

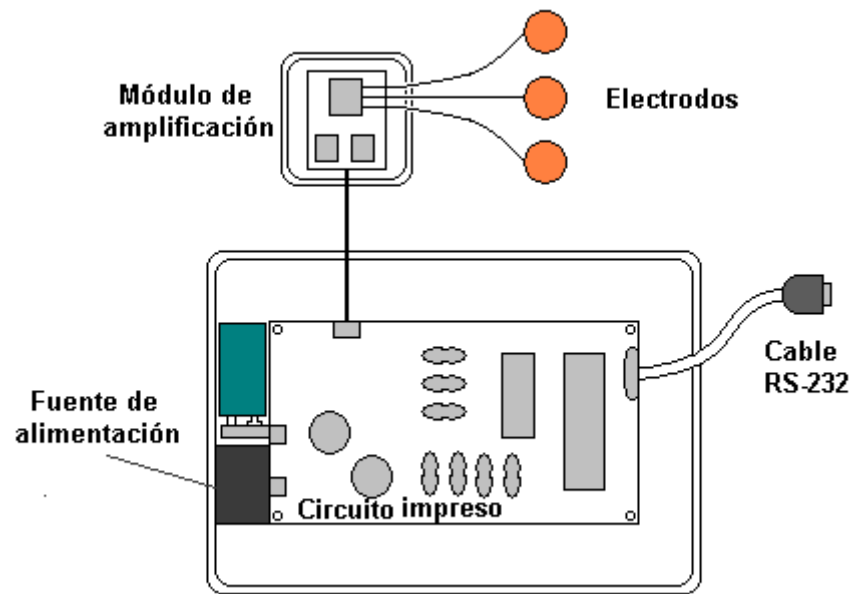
La primera configuración sugiere que todos los elementos electrónicos se encuentren sujetos dentro de la carcasa y la fuente de alimentación fuera de ella.



Configuración 1.

Configuración de ensamble 2.

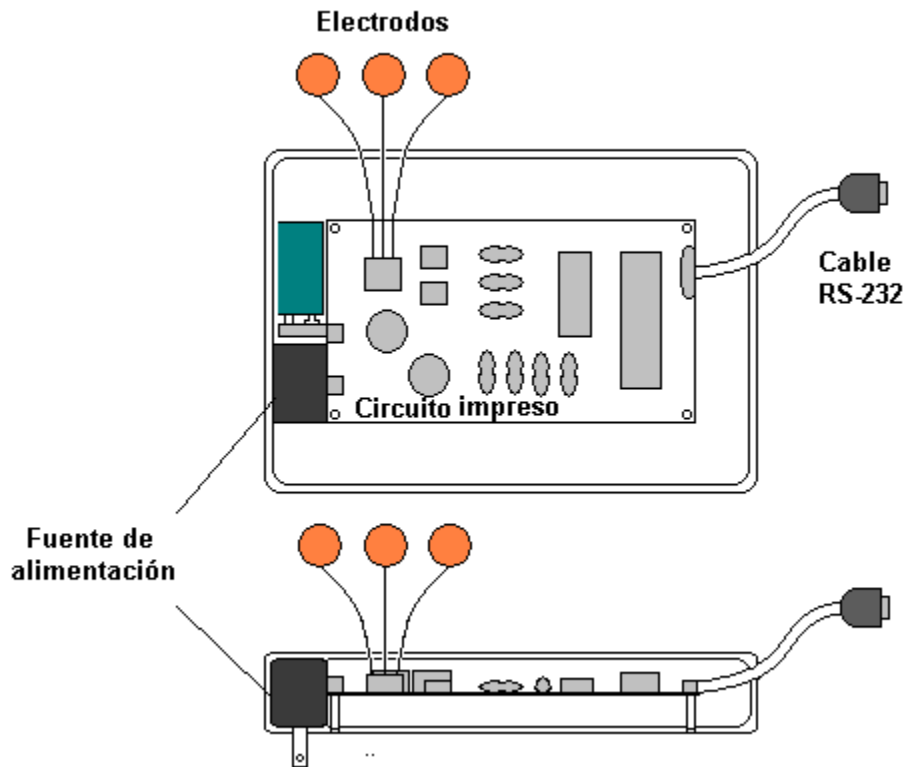
La segunda configuración propone fuera de la carcasa el módulo de amplificación y más cerca de los electrodos, con lo cual se pretende disminuir la cantidad de ruido amplificado, ruido que se genera por la longitud y movimiento de los cables que conectan al circuito con los electrodos. Ambos circuitos se protegen y sujetan a su respectiva carcasa.



Configuración 2.

Configuración de ensamble 3.

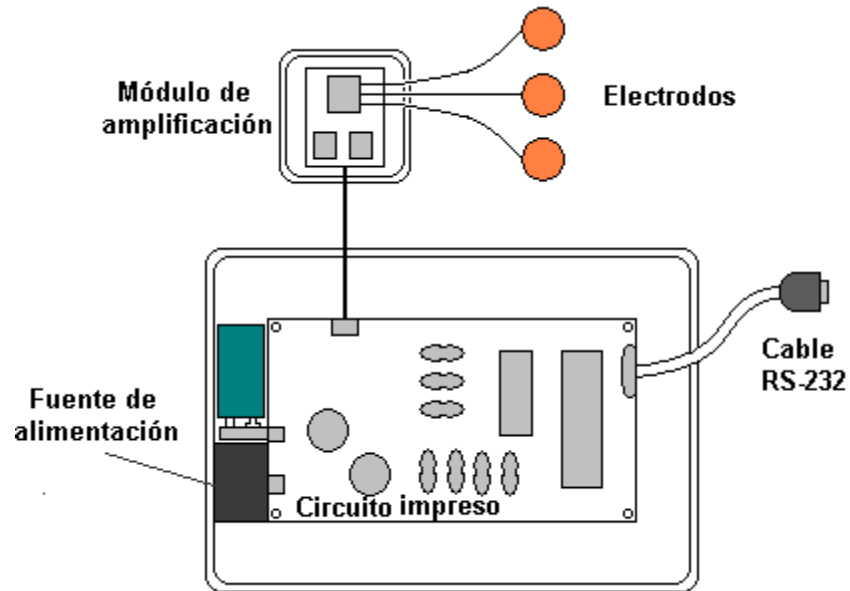
En esta configuración, la fuente de alimentación se encuentra dentro de la carcasa, con lo cual, todo el entrenador tendría que estar conectado a manera de clavija a la corriente eléctrica. Esta configuración pretende aumentar la portabilidad del dispositivo disminuyendo el número de elementos sueltos.



Configuración 3

Configuración de ensamble 4.

Combina las configuraciones 2 y 3, con lo cual se pretende aumentar la portabilidad y disminuir la cantidad de ruido en la señal.



Configuración 4

La opción seleccionada es la configuración 1, debido a su facilidad de diseño y construcción como primer prototipo.

Capítulo 3. Diseño de detalle.

El diseño de detalle es la parte del proceso de diseño en donde se definen las dimensiones, tolerancias y ajustes de tal forma que cumplan con los requerimientos establecidos para los componentes.

El diseño y la manufactura del entrenador mioeléctrico constan de varias partes las cuales se detallan a continuación.

3.1 Adquisición de la señal.

3.1.1 Electrodo.

Los electrodos son una parte fundamental en el registro de señales musculares, pues son por medio de los cuales se adquiere la actividad eléctrica del músculo, para ello existen dos clases de electrodos (capítulo 2, sección 2.3.1). Los electrodos convierten corrientes iónicas (únicas presentes en los tejidos vivos) en corrientes de electrones (las únicas que pueden circular por los conductores metálicos) [26].

Para la adquisición de la señal mioeléctrica se usarán electrodos superficiales, debido a su fácil y rápida colocación y a que no son invasivos.

Todos los registros eléctricos exigen, como mínimo, dos electrodos. El electrodo de registro cercano a la fuente de actividad que se registrará se llama *electrodo activo* o *explorador* y el otro electrodo de registro se conoce como *electrodo de referencia*.

Electrodos Superficiales.

Estos electrodos pueden ser los utilizados en EEG (Electroencefalografía), de plata-cloruro de plata, de 5 mm de diámetro, o los de succión, que consiste en una pequeña goma con electrodo de plata/AgCl en su interior. Ambos electrodos, se aplican con una pasta intermedia entre el electrodo y la superficie de detección, con el fin de disminuir la impedancia.

En este trabajo se utilizan los electrodos 3M (Anexo B) figura 3.1.1, debido a que son fáciles de conseguir en el mercado, son de un precio accesible y se han realizado

pruebas suficientes para comprobar su correcto funcionamiento, es decir, se encontró que estos electrodos cubren con los requerimientos necesarios para una buena detección de la señal mioeléctrica. Tienen un diámetro activo de 10 [mm] y una aleación de plata cloruro de plata (Ag-AgCl), lo que los hace estables y reductores de ruido.



Figura 3.1.1. Electrodo 3M 2223

Para la colocación de los electrodos es importante que se prepare la piel, limpiándola con alcohol para eliminar las posibles células muertas y grasas con el fin de bajar la impedancia de la piel hasta aproximadamente 500[Ω]. Los electrodos de superficie, de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl), se colocan sobre la piel, debido a que son adhesivos y contiene gel para mejorar el contacto.

Para la adquisición de la señal mioeléctrica se utilizan 3 electrodos, dos de los cuales se ubicarán sobre el músculo de interés lo más cercanamente posible entre sí, debido a que los espaciamientos más pequeños proporcionan registros más selectivos, dichos electrodos son colocados con un distancia de 2 [cm] entre ellos. El tercer electrodo es el de referencia (tierra o neutro), el cual es colocado sobre un tejido eléctricamente inactivo (hueso o tendón) es necesario para proporcionar una referencia común a la entrada diferenciada del preamplificador con el electrodo y su salida es usada para cancelar el ruido que puede interferir con las señales entre los otros dos electrodos.

Para obtener la mayor señal posible, los electrodos deben localizarse en la parte más gruesa, el centro del músculo (posición 1 en figura 3.1.2). Las entradas diferenciales deben posicionarse en dirección de la fibra muscular. Las áreas marginales del músculo son menos adecuadas, ya que hay menos unidades motoras en el área de recepción de los electrodos (posiciones 3 y 4). La zona de inervación localizada alrededor del tercio proximal del ombligo del músculo también debe evitarse, ya que la

interferencia de los potenciales de acción de las unidades motoras reduce la fuerza de la señal en esa área (posición 2).

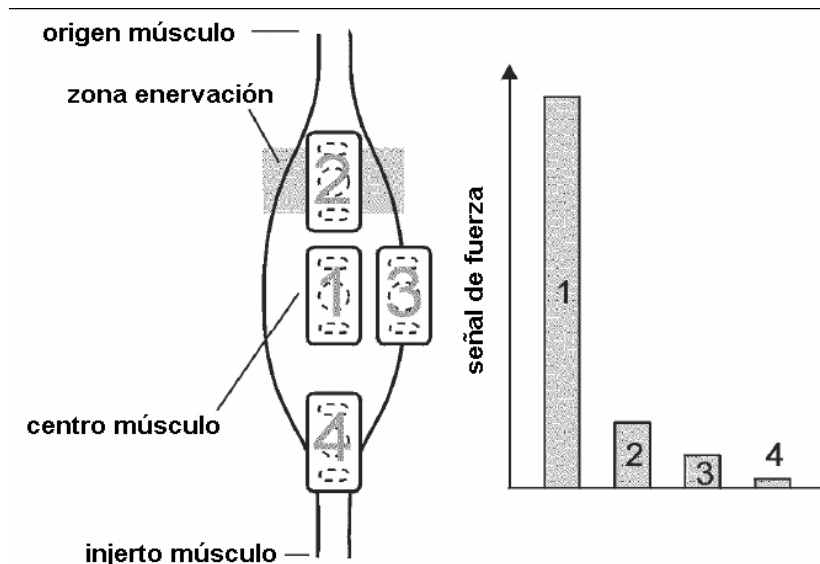


Fig. 3.1.2 Influencia de la posición del electrodo en la señal de fuerza

3.1.2 Cables.

Además de los amplificadores es necesario tener especial cuidado en la selección de los cables con los que se conecta al sujeto mediante los electrodos hacia la entrada de los amplificadores. Se recomienda que sean lo más cortos posibles y tener el menor movimiento, porque esto incrementa el ruido en la adquisición de la señal.

3.2 Acondicionamiento de la señal.

3.2.1 Pre amplificación

Para la adquisición de la señal se utiliza un circuito integrado AD620, el cual es un amplificador de instrumentación, dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales. Es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. Está compuesto por amplificadores diferenciales debido a que poseen mucha facilidad para trabajar con señales diferenciales frente a las de modo común, es decir, van a permitir distinguir entre señal y ruido.

Los amplificadores de Instrumentación amplifican la diferencia entre dos señales. Esas señales diferenciales provienen de sensores, en este caso los electrodos. Se llama voltaje de modo común de la señal diferencial cuando las dos señales de entrada presentan alguna señal de la misma amplitud, de manera que si los electrodos se encuentran muy cerca uno del otro y los cables son trenzados entre si, en teoría, el ruido en ambos canales será el mismo y como el amplificador amplificará la *diferencia* de ambas, al ser iguales, se restan y en la salida idealmente se obtiene sólo la señal de interés.

En la figura 3.2.1 se muestra la configuración básica de un amplificador de instrumentación, el cual consta de tres amplificadores operacionales.

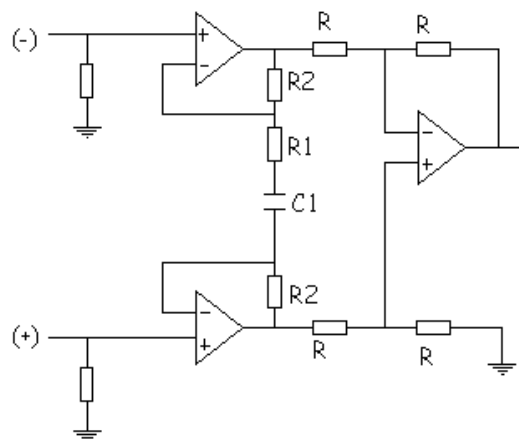


Figura 3.2.1. Configuración del amplificador de instrumentación.

El amplificador de instrumentación de circuito integrado está construido internamente de manera muy similar al mostrado en la figura 3.2.1, sin embargo en la fabricación de este circuito los componentes fueron diseñados para tener solo pequeñas variaciones, las cuales hacen que el circuito funcione de manera adecuada en amplios rangos de ganancia y voltajes de operación. Adicionalmente muchos de los amplificadores de instrumentación durante su producción cuentan con un control de calidad donde se prueban las características de operación de los amplificadores de instrumentación.

Un amplificador de alta relación costo/desempeño, es el amplificador AD620 del cual se pueden mencionar las siguientes características generales:

- La ganancia de voltaje es de 1 a 1,000
- La ganancia se coloca utilizando una sola resistencia
- Opera con voltajes bipolares de +- 2.3 a +- 18 volts
- Disponible en empaquetado de 8 pines
- Consumo de 1.3 [mA]
- El desempeño en cc es excelente ya que solo tiene un máximo de 50 [μ V] de offset
- Desvío máximo de 0.6 [μ V/ $^{\circ}$ C]
- En ca tiene un ancho de banda de 120 [Khz]. con una ganancia de 100

Dentro de las aplicaciones donde se utiliza se encuentran:

- Instrumentación médica
- Básculas electrónicas
- Amplificación de transductores

La figura 3.2.2 muestra el diagrama de terminales del AD620.

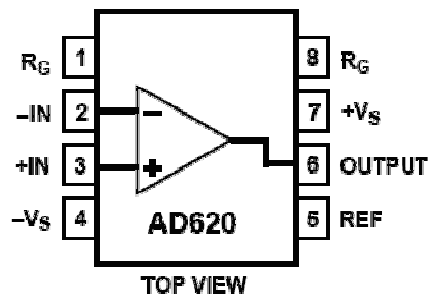


Figura 3.2.2. Diagrama de terminales del Amplificador de instrumentación.

El diagrama de terminales de la figura 3.2.2, corresponde a un amplificador de instrumentación donde la salida está dada por la ecuación:

$$\dots\dots\dots(1)$$

Donde:

- El voltaje de entrada es el voltaje diferencial entre las terminales de entrada positiva (V_+) y negativa(V_-).

- La ganancia G está dada por la ecuación

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \dots \dots \dots (2)$$

Se considera que la señal de entrada está compuesta de cinco elementos:

- La señal mioeléctrica deseada.
- Señales bioeléctricas no deseadas.
- Interferencia debida a la línea eléctrica de 60Hz y sus armónicos.
- Señales de interferencia debidas a la interacción electrodo-piel.
- Ruido debido a factores diversos (aparatos eléctricos principalmente).

La principal razón de ser del preamplificador diferencial es la de rechazar las señales de la línea de alimentación las cuales se encuentran acopladas magnéticamente o eléctricamente con el usuario [27].

Desarrollo del pre amplificador.

Como primera etapa de adquisición de la señal mioeléctrica, se debe realizar la etapa de pre amplificación, esto es, un amplificador que permita preparar adecuadamente la señal para ser posteriormente procesada y amplificada. Se empleó un amplificador de instrumentación AD620 de Analog Devices. Para obtener una ganancia máxima de 1000 se calcula una resistencia de retroalimentación (resistencia de ganancia).

De la ecuación 2 se obtiene el valor de la resistencia de ganancia R_G :

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G - 1} \dots \dots \dots (3)$$

En la figura 3.2.3 se muestra el esquemático del diseño del amplificador de instrumentación. Dicho esquemático se realizó en *Proteus*.

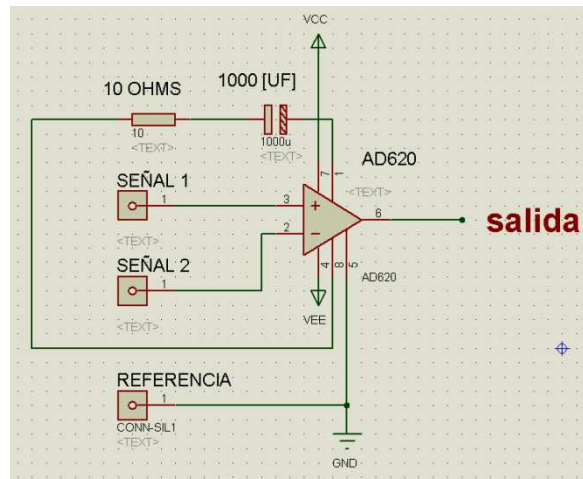


Figura 3.2.3. Esquemático del pre amplificador.

3.2.2 Convertidor RMS-DC

La señal pre amplificada por el AD620 entra directamente a un convertidor RMS a DC “AD536” el cual es un circuito integrado que realiza una conversión del valor eficaz de la señal a corriente continua. El AD536A calcula directamente el valor eficaz de cualquier forma de onda de entrada que contienen componentes de ca y cc.

Una característica importante de este circuito integrado es que presenta una protección completa tanto para las entradas como para las salidas. La entrada del circuito puede tener voltajes de sobrecarga mucho más allá de los niveles de suministro y no habrá ninguna falla por ello, así mismo la salida está protegida contra cortocircuitos.

Este circuito funciona con 5 hasta 36 [V], según sus hojas de especificaciones, y su diagrama de terminales se muestra en la figura 3.2.4.

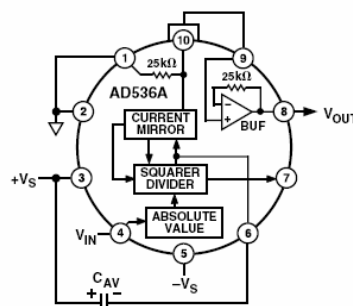
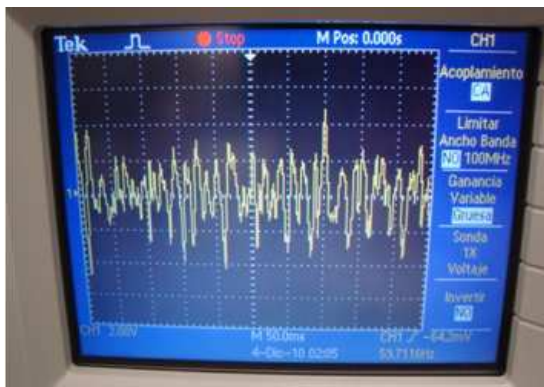


Figura 3.2.4. Diagrama de terminales del AD536.

Esta etapa de acondicionamiento es muy importante para el diseño del entrenador, debido a que la señal mioeléctrica presenta un comportamiento muy caótico (figura 3.2.5 (a)), el cual no es útil para los fines de este proyecto, por lo tanto se requiere de una señal transformada (figura 3.2.5 (b)) que le permita al usuario poder manejarla con facilidad y así mismo sea fácilmente manipulada por el software de la interfaz gráfica.



(a)



(b)

Figura 3.2.5. (a) Señal mioeléctrica antes del convertidor

(b) Señal mioeléctrica después del convertidor.

La figura 3.2.6 muestra la misma señal antes y después del convertidor en una sola gráfica, con el fin de observar el comportamiento del convertidor.

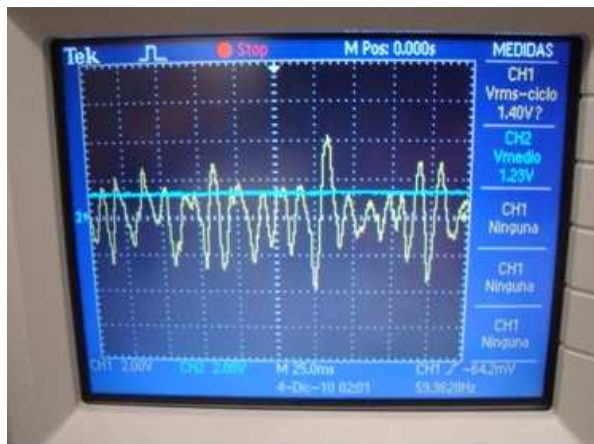


Figura 3.2.6. Señal mioeléctrica antes (amarilla) y después del convertidor (azul).

La figura 3.2.7 muestra el esquemático del diseño del convertidor RMS-DC en *Proteus*, la entrada de este circuito proviene del amplificador de instrumentación.

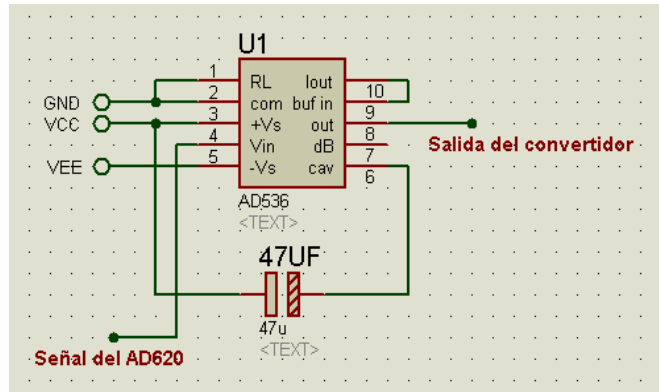


Figura 3.2.7. Esquemático del convertidor.

3.2.3 Amplificación

Una vez que la señal fue pre amplificada y fue rectificada se vuelve a amplificar para aumentar su amplitud, para esto se utiliza otra etapa de amplificación con el AD620 pero ahora con una ganancia menor.

La configuración es la misma que la del pre amplificador, sin embargo como se utiliza una ganancia más pequeña el valor de la resistencia de ganancia cambia. Por medio de pruebas se verificó que la ganancia adecuada para esta etapa era de 50 por lo que con este dato se calcula el valor de la resistencia por medio de la ecuación 3.

Por lo tanto se tiene que:

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{50 - 1} = 1008.16$$

Dado que este valor no es comercial se busca el más cercano que es de 1[KΩ]. La etapa de amplificación de la señal se muestra en la figura 3.2.8.

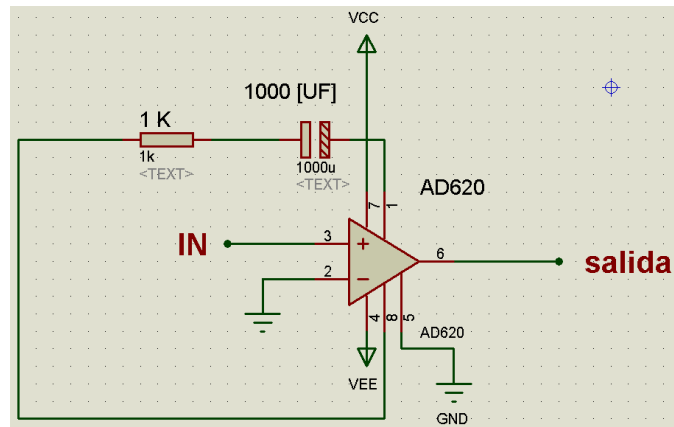


Figura 3.2.8. Amplificación de la señal.

3.2.4 Filtrado.

Para acotar el rango de frecuencias con las que se trabajarán se diseñan dos filtros uno paso bajas y otro paso altas con el fin de obtener un filtro paso banda, que sólo nos permita el paso de las frecuencias en las que se encuentra la señal mioeléctrica.

Para el diseño del filtro paso altas se realiza un acoplamiento capacitivo en el amplificador de instrumentación, colocando un capacitor en serie con la resistencia de ganancia con el fin de eliminar frecuencias muy bajas cercanas al cero que nos son propias de la señal mioeléctrica y son consideradas como ruido.

Esto se logra aprovechando la respuesta en frecuencia del capacitor, pues para frecuencias muy altas los condensadores funcionan como cortocircuitos mientras que a frecuencias bajas como circuito abierto. Cuando el capacitor funciona como cortocircuito la caída de tensión de la resistencia será la misma tensión de entrada, lo que significa que dejará pasar toda la señal.

Como la resistencia de ganancia es de $10\ [\Omega]$ la capacitancia debe ser de $1000\ \mu\text{F}$ para obtener una frecuencia de corte de $16\ \text{Hz}$, con la cual se logra suprimir las frecuencias de cc y de algunas señales biológicas como la respiración y la frecuencia cardiaca.

La frecuencia de corte se calcula de la siguiente manera:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot R} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1000 \mu F \cdot 10 \Omega} = 15.91 Hz \dots\dots\dots(4)$$

El filtro paso bajas que se implementó fue un filtro Butterworth de cuarto orden, el cual produce la respuesta más plana que sea posible hasta la frecuencia de corte, que en este caso es de 500 [Hz]. Este filtro es el único que mantiene su forma para órdenes mayores (sólo con caída de más pendiente a partir de la frecuencia de corte). Para el diseño de este filtro se utilizaron dos configuraciones Sallen-Key en cascada de segundo orden.

Diseño del filtro Butterworth:

Se utilizó una configuración Sallen-Key, la cual es una práctica habitual para aumentar el orden de un filtro. Se utilizó este tipo de configuración debido a que es muy simple de implementar y es relativamente flexible con la tolerancia de los componentes.

El filtro paso bajas se diseño en un software llamado “*Filterpro*”, en el cual se coloca el tipo de filtro, el orden, la frecuencia de corte y la configuración deseada y el software calcula los valores de los componentes que satisfacen dichos parámetros, como se muestra en la figura 3.2.9.

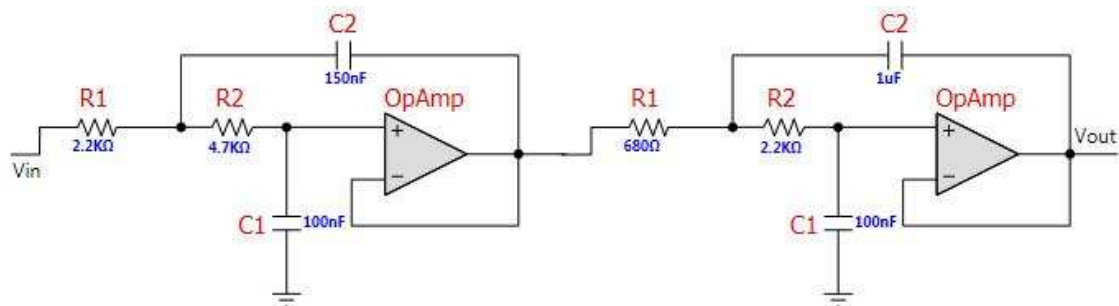


Figura 3.2.9. Diseño del filtro Butterworth en *Filterpro*.

La figura 3.2.10 muestra el esquemático del filtro en *Proteus*, en el cual la señal de entrada viene directamente del circuito de protección para el microcontrolador (sección 3.4), con el fin de dejar pasar únicamente las frecuencias en donde la señal mioeléctrica se encuentra.

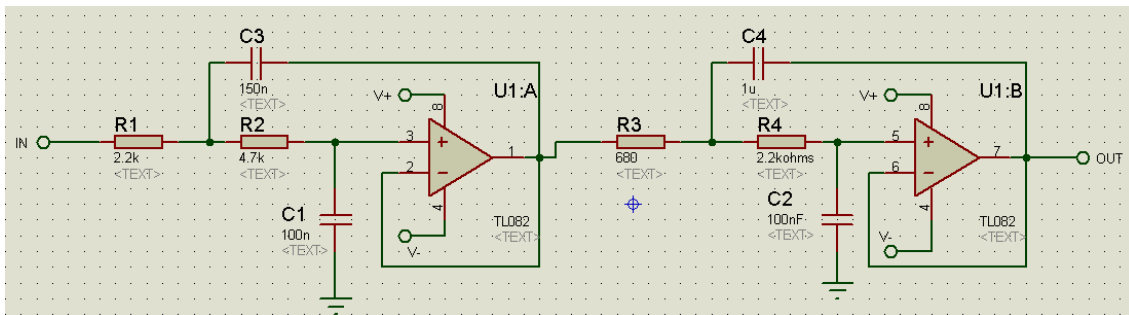


Figura 3.2.10. Esquemático del filtro.

3.3 Alimentación del circuito

Para la alimentación del circuito, se utiliza tanto un eliminador como una batería recargable para cumplir con las especificaciones de practicidad y ligereza, de manera que al agotarse la batería no se interrumpa el uso del entrenador al poder ser conectado a la corriente eléctrica mientras la batería se recarga.

La batería a utilizar es una Ni-MH de 9V 300mAh por que cumple con las características necesarias de voltaje y por la facilidad de conseguirla de manera comercial. De acuerdo con las características de la batería, se elige un cargador capaz de alimentar el circuito al mismo tiempo que la recarga, por ello, de manera experimental, se determinan las características necesarias de salida de voltaje y corriente del eliminador.

En la figura 3.3.1 se muestra el circuito implementado para cargar la batería, este circuito entra en funcionamiento cuando se conecta el entrenador a la corriente eléctrica por medio del eliminador (GND y VCC). Mientras la batería se carga se mantiene encendido el led indicador, en el momento que la pila se encuentra cargada completamente el led indicador se apagará y se podrá utilizar nuevamente el entrenador únicamente con la batería.

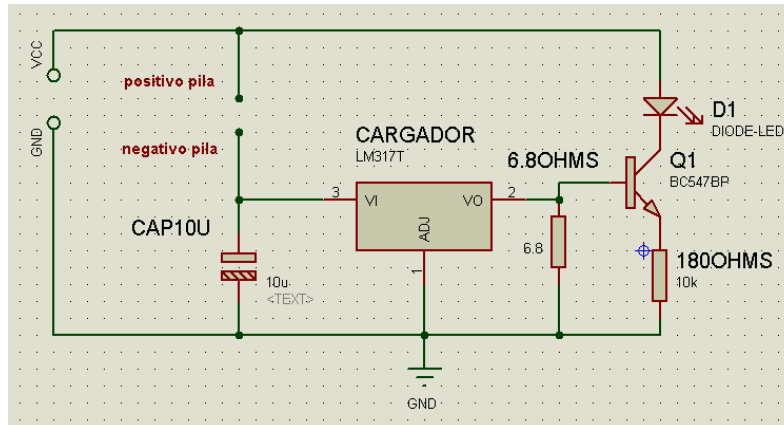


Figura 3.3.1. Circuito cargador de batería.

Los componentes del circuito requieren tanto voltaje positivo (V_{cc}) como voltaje negativo ($-V_{cc}$ o V_{EE}) para funcionar de manera correcta, por lo que se utiliza un dispositivo inversor de voltaje, esto es, se le suministra un voltaje positivo y éste nos da como salida la misma magnitud de voltaje pero negativo.

El circuito utilizado es el ICL7662, cuyo diagrama de terminales se puede observar en la figura 3.3.2. Este circuito opera en el rango de +4.5 [V] a +20[V] con su correspondiente conversión de voltaje de -4.5 [V] a -20[V].

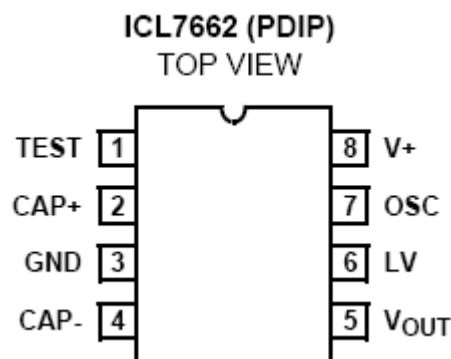


Figura 3.3.2. Diagrama de terminales del ICL7662

El ICL7662 cuenta con un oscilador, un circuito de control y 4 switches power MOS internos y requiere únicamente para su correcto funcionamiento dos capacitores externos. Trabaja en un rango de temperatura de 0° [C] a 70° [C], está constituido internamente como se muestra en la figura 3.3.3.

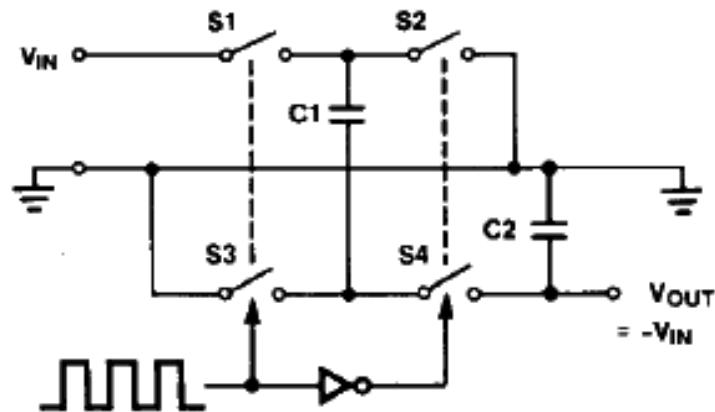


Figura 3.3.3. Constitución interna del ICL7662

Durante la primera parte del ciclo, únicamente S2 y S4 están abiertos y el capacitor C1 es cargado al voltaje de entrada, que son 9[V], durante la segunda parte del ciclo, los switches S1 y S3 se abren y los switches S2 y S4 se cierran. El capacitor C1 se somete a un cambio negativo igual que el voltaje de entrada. Asumiendo switches ideales ($R_{on}=0$) y que el C2 no está cargado, la carga es entonces transferida de C1 a C2, de tal manera que el voltaje en C2 es igual que el voltaje de entrada pero negativo.

De esta forma se consigue la alimentación de la parte de adquisición y acondicionamiento de la señal. En la figura 3.3.4 se muestra el esquemático del circuito realizado en Proteus.

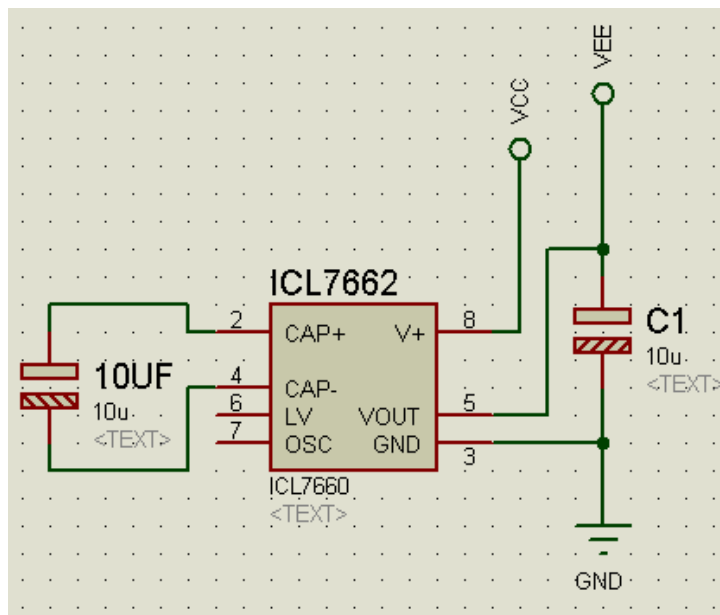


Figura 3.3.4. Esquemático del ICL7662.

Después de la etapa de acondicionamiento de la señal, sigue la conversión analógica-digital para poder visualizar la señal desde la computadora, dicha conversión se lleva a cabo a través de un PIC, por lo que el voltaje de entrada 9[V] tiene que bajarse a 5 [V] de manera que el PIC trabaje adecuadamente. Para esto se utiliza un regulador de tensión positiva de tres terminales AZ7805, V_i voltaje de entrada, V_o voltaje de salida y tierra, el cual convierte el voltaje de entrada a 5 [V], su esquemático de conexiones se puede ver en la figura 3.3.5.



Figura 3.3.5. Diagrama de conexiones del 7805.

El circuito implementado en Proteus se puede observar en la figura 3.3.6.

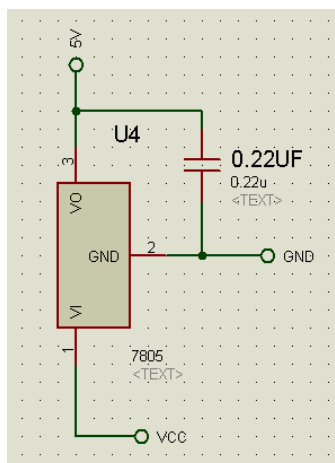


Figura 3.3.6. Esquemático del regulador AZ7805

3.4 Circuito de Protección *Clipper*.

El circuito clipper se diseñó para prevenir que la señal de salida del amplificador se exceda de un determinado nivel de voltaje, 5 [V], sin distorsionar la parte restante de la señal. Este circuito contiene tanto elementos lineales como las resistencias y elementos no lineales como diodos o transistores, pero no contiene elementos que almacenen energía como capacitores.

Estos circuitos son usados para recortar la parte de la señal que sobrepasa el nivel de voltaje de referencia, ya sea que se exceda por arriba o por debajo de este nivel. Así, un circuito recortador puede eliminar ciertas partes de una forma de onda arbitraria cerca de los picos positivos o negativos.

En este circuito se utiliza un diodo zener, el cual funciona como regulador de tensión; es decir, como circuito que mantiene la tensión de salida casi constante, independientemente de las variaciones que se presenten en la línea de entrada o del consumo de corriente de las cargas conectadas en la salida del circuito.

El diodo zener tiene la propiedad de mantener constante la tensión aplicada, aun cuando la corriente sufra cambios. Para que el diodo zener pueda realizar esta función, debe polarizarse de manera inversa.

En la figura 3.4.1, se muestra el símbolo de diodo zener (A - ánodo, K - cátodo) y el sentido de la corriente para que funcione en la zona operativa.

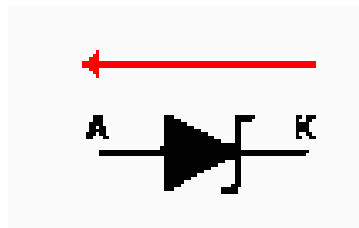


Figura 3.4.1. Diodo Zener.

Este circuito se implementó para proteger al PIC, de fluctuaciones o picos que el voltaje pudiera llegar a tener, la figura 3.4.2 muestra el esquemático en Proteus del diseño de este circuito.

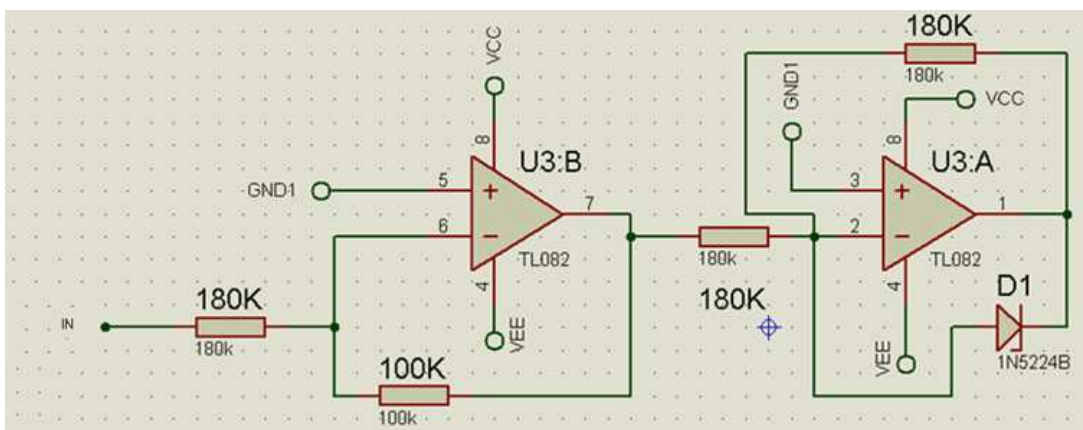


Figura 3.4.2. Esquemático del circuito de protección del PIC.

3.5 Microcontrolador (PIC)

Una vez que la señal mioeléctrica ha sido adquirida, acondicionada y procesada entra al microcontrolador, para ser convertida en una señal digital, que pueda ser vista y manipulada desde una computadora. El microcontrolador que se eligió fue el PIC18F2550 de Microchip, figura 3.5.1, el cual pertenece a una gran familia de microcontroladores de 8 bits (bus de datos) que tienen las siguientes características generales que los distinguen de otras familias:

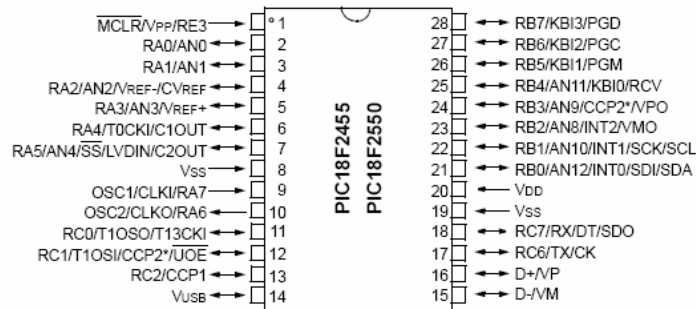


Figura 3.5.1. Microcontrolador 18F2550.

Arquitectura Harvard, se caracteriza porque la memoria de instrucciones y la memoria de datos son independientes y cada una dispone de su propio sistema de buses para el acceso, como se muestra en la figura 3.5.2.

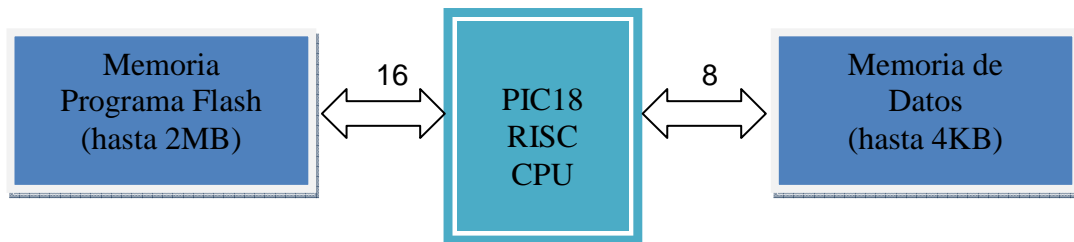


Figura 3.5.2. Arquitectura Harvard del microcontrolador [28].

Tecnología RISC "Reduced Instruction Set Computer", es un tipo de microprocesador en el cual las instrucciones tienen un tamaño fijo y son presentadas en un reducido número de formatos, sólo las instrucciones de carga y almacenamiento acceden a la memoria de datos. Esto permite una ejecución más rápida de las instrucciones y por lo tanto un incremento de velocidad.

Tecnología CMOS “*complementary metal-oxide-semiconductor*”, es una de las familias lógicas empleadas en la fabricación de circuitos integrados (chips). Presentan un bajo consumo de potencia, gracias a la alta impedancia de entrada de los transistores de tipo MOSFET y a que, en estado de reposo, un circuito CMOS sólo experimentará corrientes parásitas. Gracias a su carácter regenerativo, los circuitos CMOS son robustos frente a ruido o degradación de señal debido a la impedancia del metal de interconexión.

La tecnología de fabricación está muy desarrollada, y es posible conseguir densidades de integración muy altas a un precio mucho menor que otras tecnologías. Estas características se conjugan para lograr un dispositivo altamente eficiente en el uso de la memoria de datos y programa y por lo tanto en la velocidad de ejecución.

Microchip ha dividido sus microcontroladores en tres grandes subfamilias de acuerdo al número de bits de su bus de instrucciones.

Subfamilia	Bis del bus de instrucciones	nomenclatura
Base-Line	12	PIC12XXX y PIC14XXX
Mid-Range	14	PIC16XXX
High-End	16	PIC17XXX y PIC18XXX

Tabla 3.5.1. Subfamilias de Microchip.

Variantes principales

Los microcontroladores que produce Microchip cubren un amplio rango de dispositivos cuyas características pueden variar de la siguiente manera:

- Empaquetado (desde 8 pines hasta 68 pines)
- Tecnología de la memoria incluida (EPROM, ROM, Flash)
- Voltajes de operación (desde 2.5 v. Hasta 6v)
- Frecuencia de operación (Hasta 48 Mhz)

El microcontrolador 18F2550 es uno de los PIC de gama alta, tiene USB FLASH mejorada y es un microcontrolador con tecnología nanoWatt, algunas de sus características se elistan a continuación:

- Convertidor Analógico Digital

- 1K byte Dual Port RAM + 1K byte GP RAM
- Resistencias internas de Pull Up
- Tres puertos serie: FS-USB (12 Mbit / s), I²C[™] y SPI[™] (hasta 10 Mbit / s) ya una asincrónica (LIN capaz) de serie puerto (EUSART).
- Grandes cantidades de memoria RAM para el almacenamiento en búfer
- Mejoras de memoria de programa FLASH
- Mientras esté en funcionamiento hasta 48 MHz
- Es el software y hardware más compatible con el PIC16C7X5

3.5.1 Conversión analógica a digital.

El uso de un microcontrolador es necesario en el desarrollo de este proyecto, debido a que éste nos permite realizar una conversión analógica digital. La conversión analógica-digital (CAD), consiste en la transcripción de señales analógicas en señales digitales, con el propósito de facilitar su procesamiento (codificación, compresión, etc.) y hacer la señal resultante (la digital) más inmune al ruido y otras interferencias a las que son más sensibles las señales analógicas.

La conversión de señales analógicas a digitales implica la conversión de las primeras a palabras binarias. En la figura 3.5.3 se muestran los elementos básicos de la conversión analógica-digital.

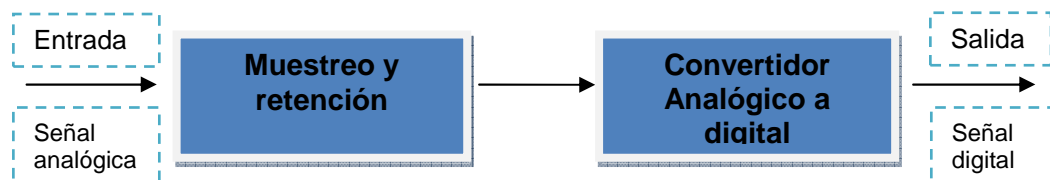


Figura 3.5.3. Conversión analógica digital

En la conversión analógica-digital intervienen tres procesos, los cuales se describen brevemente a continuación:

1. Muestreo: consiste en el proceso de conversión de señales continuas a señales discretas en el tiempo. Este proceso se realiza midiendo la señal en momentos periódicos del tiempo. La velocidad con que se toma esta muestra, es decir, el número de muestras por segundo, es lo que se conoce como frecuencia de muestreo.

Para el muestreo se sigue el teorema del muestreo de Nyquist, el cual dice que, “una señal analógica puede ser reconstruida, sin error, de muestras tomadas en iguales intervalos de tiempo. La razón de muestreo debe ser igual, o mayor, al doble de su ancho de banda de la señal analógica”. Como se puede apreciar en la figura 3.5.4



Figura 3.5.4. Teorema del muestreo de Nyquist.

La teoría del muestreo define que para una señal de ancho de banda limitado, la frecuencia de muestreo, f_m , debe ser mayor que dos veces su ancho de banda [B] medida en Hertz [Hz].

$$f_m > 2 \cdot B$$

Nyquist mostró que, para que se pueda distinguir sin ambigüedad los componentes frecuenciales de una señal, es necesario que se muestree al menos al doble de la frecuencia máxima contenida en la misma, para evitar los efectos del aliasing. La máxima frecuencia permitida en una señal para una frecuencia de muestreo dada se denomina frecuencia de Nyquist. Realmente el teorema de Nyquist no es tan riguroso, la frecuencia de Nyquist no es necesario que sea el doble de la frecuencia máxima contenida en la señal, sino el doble del ancho de banda de la señal de interés.

Por tanto, debido al procesamiento de la señal (valor rms) previo a esta etapa de comunicación, se obtuvo una señal de cc con valores de rizo menores a los 10[Hz], cualquier frecuencia de muestreo que supere el ancho de banda de los 0 a 20[Hz], fue útil, por lo que se decidió usar el oscilador interno del PIC18F2550, el cual oscila a una frecuencia de 1[MHz].

La cuantificación para este proyecto se realizó bajo la relación:

$$resolución = \frac{V_{IN}}{2^N - 1}$$

Donde N es el número de bits del convertidor, que para el PIC18F2550 es de 10. Por tanto, si V_{IN} es igual al voltaje de alimentación del circuito (5[V]), la resolución será de 0.00488 Volts/bit.

2. **Cuantificación:** en el proceso de cuantificación se mide el nivel de voltaje de cada una de las muestras. Consiste en asignar un margen de valor de una señal analizada a un único nivel de salida. Incluso en su versión ideal, añade, como resultado, una señal indeseada a la señal de entrada: el ruido de cuantificación. La cuantificación es un proceso irreversible, no invertible, ya que siempre se produce una pérdida de información. [29]
3. **Codificación:** la codificación consiste en traducir los valores obtenidos durante la cuantificación al código binario. Hay que tener presente que el código binario es el más utilizado, pero también existen otros tipos de códigos que también son utilizados.

La figura 3.5.5 muestra un ejemplo de las etapas en el proceso de la conversión analógica digital de las señales (a) señal original, (b) señal muestreada a ciertos intervalos de tiempo y (c) señal cuantificada. La señal es codificada cuando se le asignan valores a la señal cuantificada.

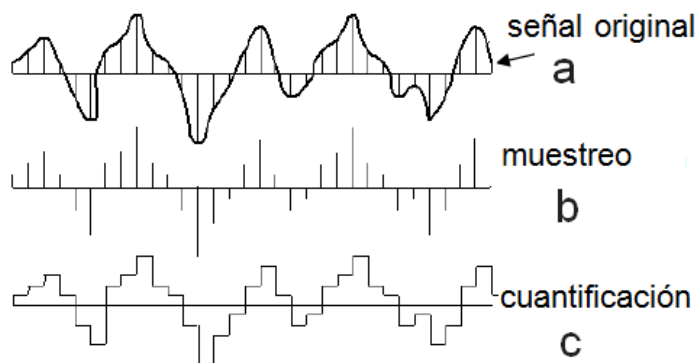
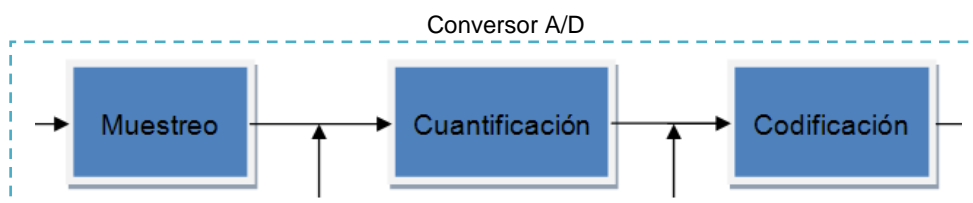


Figura 3.5.5. Señal original (a), señal muestreada (b) y señal cuantificada (c) [30]

Durante el muestreo, la señal aún es analógica, puesto que aún puede tomar cualquier valor. No obstante, a partir de la cuantificación, cuando la señal ya toma valores finitos, la señal ya es digital, como se esquematiza en la figura 3.5.6.



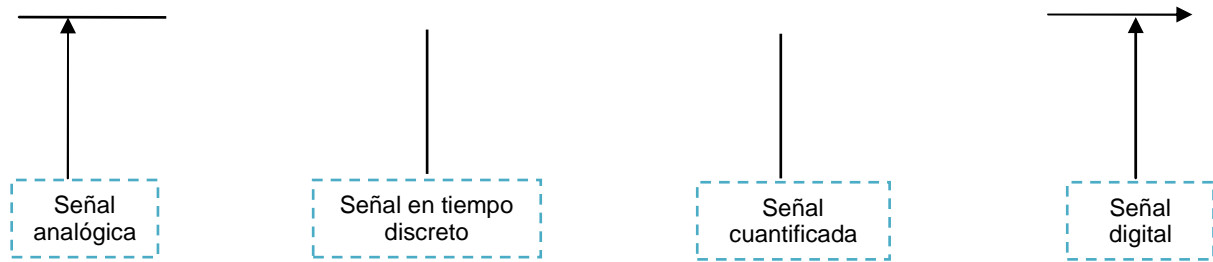


Figura 3.5.6. Digitalización de una señal analógica.

La conversión analógica digital se llevó en el compilador *PIC C Compiler* y el programa que se utilizó para dicha conversión analógica y comunicación serial.

La figura 3.5.7 muestra la conexión del microcontrolador 18F2550.

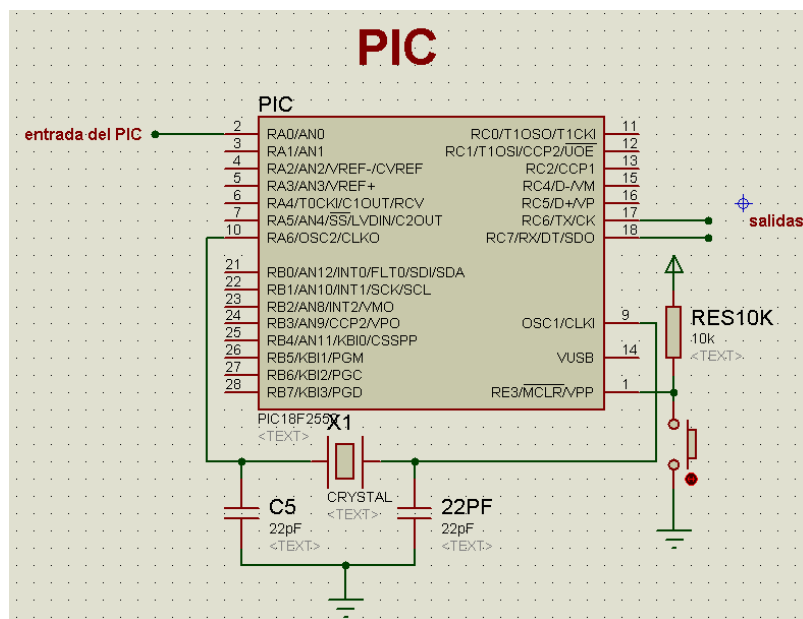


Figura 3.5.7. Conexión microcontrolador PIC 18F2550 .

3.6 Transmisión.

Cuando la señal mioeléctrica analógica ha sido digitalizada, es posible su transmisión a una interfaz gráfica. En el presente trabajo la transmisión de dicha señal es de tipo serial RS-232 (capítulo 2, sección 2.3.6), se eligió este tipo de comunicación debido a la facilidad de su programación y a que es ampliamente conocida por los integrantes del equipo.

Típicamente, la comunicación serial se utiliza para transmitir datos en formato ASCII. Para realizar la comunicación se utilizan 3 líneas de transmisión: (1) Tierra (o referencia), (2) Transmitir, (3) Recibir. Debido a que la transmisión es asincrónica, es posible enviar datos por una línea mientras se reciben datos por otra.

Las características más importantes de la comunicación serial son la velocidad de transmisión, los bits de datos, los bits de parada y paridad. Para que dos puertos se puedan comunicar, es necesario que las características sean iguales.

- a. Velocidad de transmisión (baud rate): Indica el número de bits por segundo (bps) que se transfieren, y se mide en baudios (bauds). Las velocidades típicas de transmisión son: 300, 600, 1200, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200 y últimamente empiezan a aparecer 230400, 460800 y 921600. La velocidad de transmisión utilizada es de 115200 debido a que es la mayor velocidad soportada por el PIC18F2550 y nos permite leer una cantidad suficiente de datos por segundo, con lo cual evitamos pérdida de información [28].
- b. Bits de datos: Se refiere a la cantidad de bits en la transmisión, que para este caso es de 8 bits.

Para la comunicación en serie se requiere una computadora con al menos un puerto serie, un microcontrolador previamente programado para leer y escribir a puerto serial y un cable de conexión serial (terminal tipo hembra). Dado que las máquinas de hoy en día ya no cuentan con una conexión tipo serial es necesario la utilización de un cable convertidor usb-serial figura 3.6.1.



Figura 3.6.1. Cable convertidor usb-serial.

El cable de conexión serial que se utilizó tiene en una de sus terminales un conector DB9 hembra figura 3.6.2, ya que permite una transmisión asíncrona de datos según lo establecido en la norma RS-232 (RS-232C).

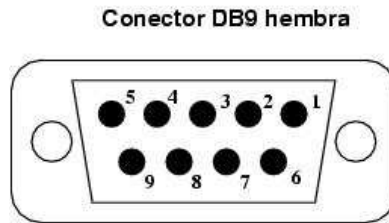


Figura 3.6.2. Pines del conector DB9 hembra [29].

La función de los pines del conector DB9 hembra se describe en la tabla 3.6.1.

#	Pin	E/S	Función
1			Tierra de Chasis Se conecta internamente al chasis del dispositivo.
2	RXD	E	Recibir datos Por este pin entran los datos del dispositivo externo.
3	TXD	S	Transmitir datos Por este pin salen los datos para ir al dispositivo externo.
4	DTR	S	Terminal de datos listo Este pin realiza el control maestro del dispositivo externo. Cuando este pin esta en 1, el dispositivo externo no transmite ni recibe datos.
5	SG		Tierra de señal Este pin es la referencia de la señal.
6	DSR	E	Equipo de datos listo Por lo general, los dispositivos externos tienen este pin con un valor permanente de 0.
7	RTS	S	Solicitud de envío Esta parte del hardware se usa para "estrecharse la mano" entre los dispositivos que se están comunicando. Si el dispositivo externo está de acuerdo, pone un 0 en el pin que se llama Pista Libre para Enviar Datos (CTS).
8	CTS	E	Libre de envío Ésta es la otra mitad del hardware usado para "estrecharse la mano". El dispositivo externo pone esta pata en 0 cuando está lista para recibir datos.

9	RI	S	<p style="text-align: center;">Timbre telefónico</p> <p>Este pin se usa sólo cuando un PLC (Programable Logical Controller) está conectado a un módem.</p>
----------	-----------	----------	--

Tabla 3.6.1. Descripción de los pines del conector DB9 hembra.

El cable usb-serial se conecta a cualquier puerto usb de la computadora, la terminal serial del cable convertidor se conecta al conector DB9 hembra. Se conecta la terminal de transmisión serial del microcontrolador al pin de recepción del cable (pin 2), la terminal de recepción serial del microcontrolador al pin de transmisión del cable (pin 3) y la tierra del microcontrolador con la tierra de la señal del conector (pin5).

Una vez que la información que se desea transmitir (señal mioeléctrica) es adquirida por el microcontrolador, se necesita de otro circuito para comunicarlo con la computadora, llevar los 5v del microcontrolador (pic) a las tensiones con la que trabaja el puerto serie de la pc, por lo que es necesario el uso del circuito MAX232 cuyo diagrama de terminales se puede apreciar en la figura 3.6.3.

El circuito integrado max232, es muy útil para comunicar una computadora con un pic o cualquier otro microcontrolador. La computadora maneja voltajes de 8 a -8v, por lo tanto no se puede conectar directamente a un microcontrolador que manejan voltajes TTL. Por lo tanto es necesario este conversor de voltajes.

El max232 es una interface entre una señal RS232 que tiene tensión positiva y negativa (10V aprox.), y una señal TTL que solo tiene tensión positiva (0V para nivel lógico bajo y 5 V para nivel lógico alto), por lo tanto este chip se encarga de adaptar las señales entre los niveles lógicos TTL (del microcontrolador) y los niveles RS232 (del ordenador). Solo es necesario colocar condensadores y alimentarlo con 5V, y genera las tensiones necesarias para el RS232.

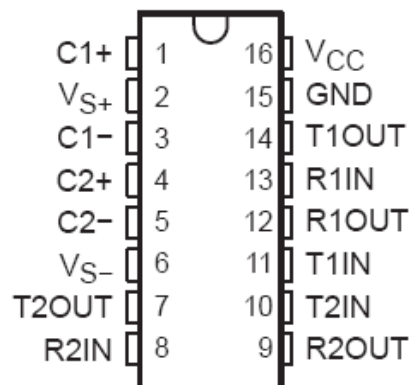


Figura 3.6.3. Diagrama de terminales del MAX232.

La figura 3.6.4 muestra el esquemático en Proteus del diseño de este circuito.

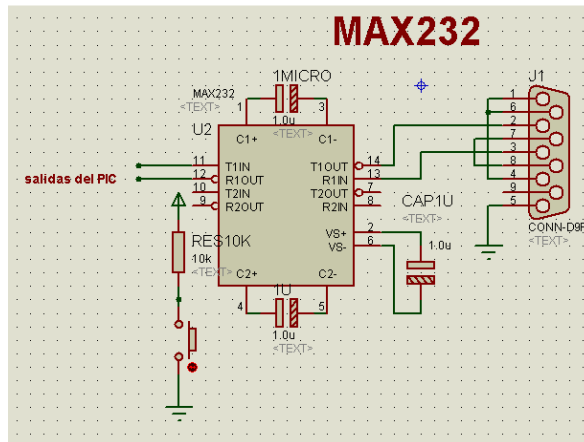


Figura 3.6.4. Esquemático en Proteus del MAX232.

El circuito del entrenador con todas las etapas anteriormente mencionadas se muestra en la figura 3.6.5 y su pcb para la impresión de la tarjeta entrenadora se muestra en la figura 3.6.6, ambos esquemas fueron realizados en proteus por ISIS y Ares respectivamente.

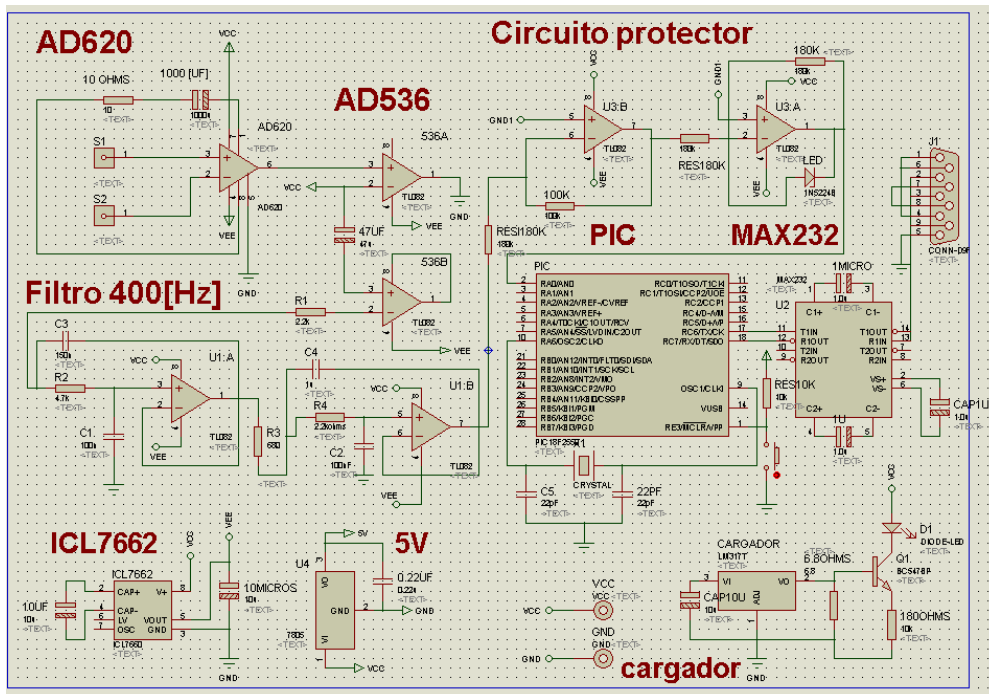


Figura 3.6.5. Esquemático en ISIS del circuito entrenador.

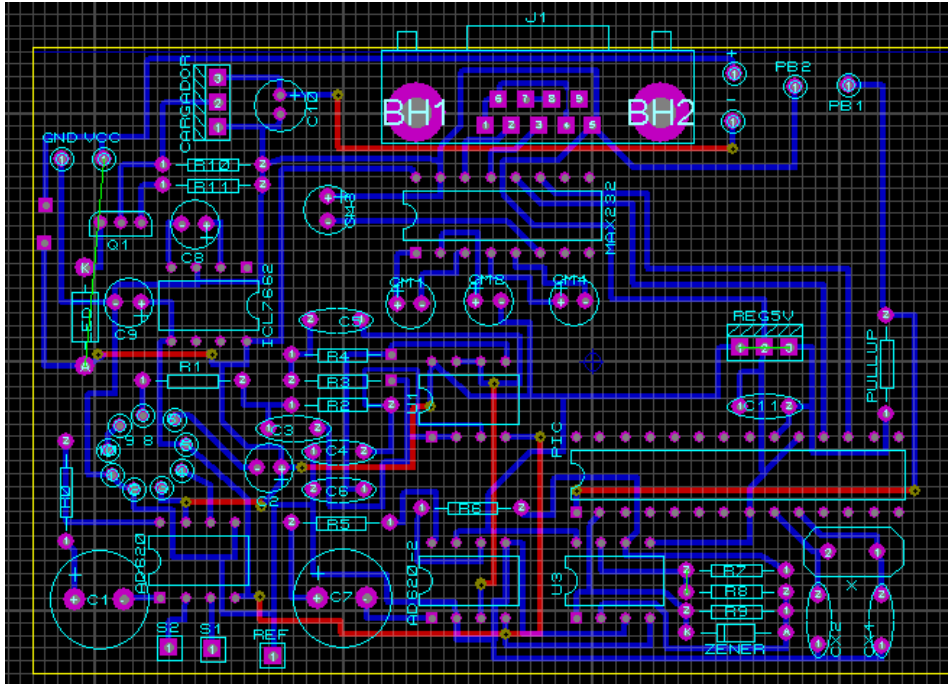


Figura 3.6.6. Esquemático del pcb en ARES del circuito entrenador.

3.7 Visualización.

La señal mioeléctrica es desplegada en la interfaz gráfica realizada en LabVIEW, el código de la interfaz se divide en las siguientes secciones:

3.7.1 Pantalla de bienvenida

Se despliega la imagen que le dará la bienvenida al usuario, esta imagen aparece y se va difuminando poco a poco para dar paso a la siguiente ventana del entrenador. La imagen de presentación del entrenador se muestra en la figura 3.7.1.



Figura 3.7.1. Imagen de bienvenida del entrenador.

El código se puede apreciar en la figura 3.7.2, la estructura en gris es una secuencia de planos, en la cual los cuadros se van ejecutando secuencialmente, esto es, uno después del otro. Este código hace que la imagen de bienvenida se vea con un 50% de transparencia (primer cuadro) y así dure medio segundo (segundo cuadro) para que se vaya apareciendo poco a poco hasta verse completamente, esto se lleva a cabo dentro de un ciclo for (tercer cuadro del código), donde iteración por iteración se va haciendo que la imagen se vaya haciendo cada vez más menos transparente, la cual se quedará mostrada durante dos segundos y medio (cuarto cuadro).

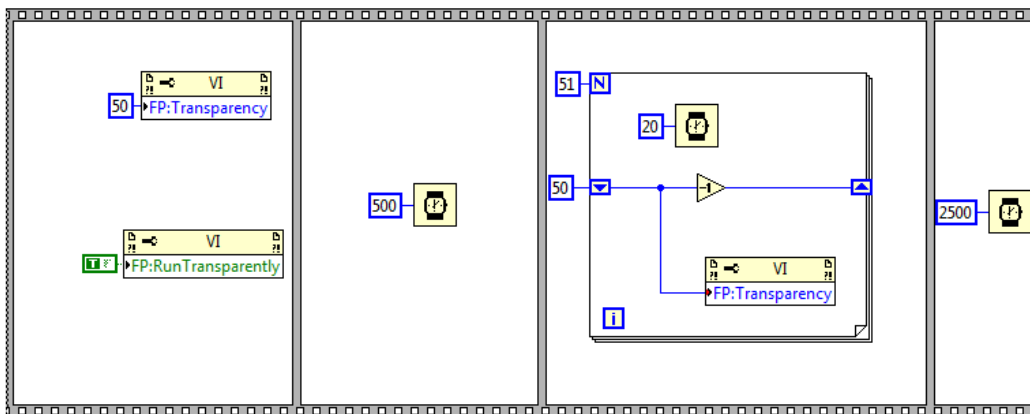


Figura 3.7.2. Código para la imagen de bienvenida.

3.7.2 Plug and Play

Este programa se encarga de detectar si el entrenador ha sido o no conectado a la computadora, mientras éste entra en contacto con el programa del microcontrolador, aparece una imagen (figura 3.7.3) que dice que se está cargando el entrenador para que el tiempo de espera sea menos pesado.



Figura 3.7.3. Imagen que parece mientras se detecta el entrenador.

Para lograr esto se disponen de varias imágenes, como se muestra en la figura 3.7.4, que se van moviendo según el tiempo establecido en el reloj dentro del ciclo while (500 ms), y se van deslizando una a una, de modo que pareciera que es una sola imagen en movimiento.



Figura 3.7.4. Imágenes de conectando.

El código que permite el despliegue de las imágenes para indicar que la conexión se está llevando a cabo se muestra en la figura 3.7.5. La estructura en gris es un ciclo while, el cual hará iteraciones mientras el programa de LabVIEW trata de comunicarse con el programa del microcontrolador, al buscar en todos los puertos y no encontrar dicha comunicación el botón de stop se activará y por lo tanto se dejará de mandar la imagen de que se está intentando conectar para mandar la ventana de error.

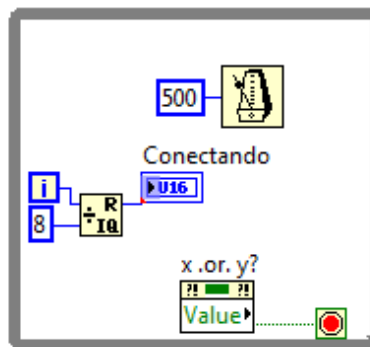


Figura 3.7.5. Código para indicar que el entrenador se está conectando.

Si el entrenador no se detectó, LabVIEW, mandará una ventana de diálogo indicando que el entrenador no fue detectado por la computadora, sea porque no se conectó o se conectó erróneamente, figura 3.7.6, de modo que el usuario verifique la conexión del mismo.



Figura 3.7.6 Ventana de error.

El código para mandar la ventana de error se muestra en la figura 3.7.7.

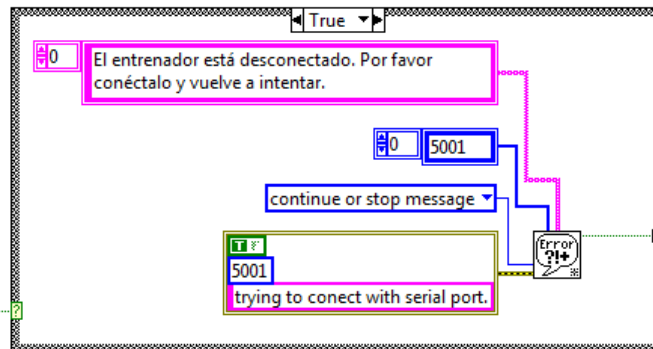


Figura 3.7.7. Código para desplegar la ventana de error.

LabVIEW detecta únicamente al entrenador por medio de una comunicación especial (cadena de caracteres específica) entre éste y el microcontrolador, de manera que si se conecta a la computadora una impresora, un scanner o algún otro aparato por medio de la comunicación serial, la computadora reconozca únicamente al entrenador como tal y no entre en conflicto con los demás dispositivos. El código que realiza este reconocimiento se muestra en la figura 3.7.8.

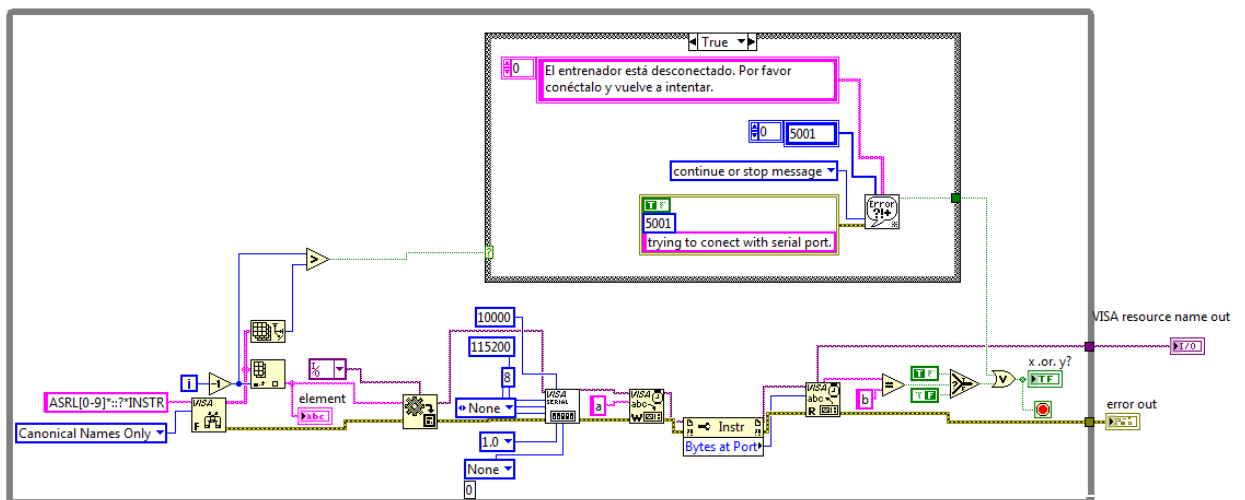


Figura 3.7.8. Código para realizar el plug & play.

3.7.3 Menú

Cuando el entrenador ha sido conectado correctamente se despliega en pantalla el menú donde se encuentran los diferentes entrenamientos como se muestra en la figura 3.7.9. El entrenador maneja cinco tipos de entrenamiento, los cuales son:

- Entrenamiento por contracción máxima: consiste en mantener la señal mioeléctrica por encima de un nivel de voltaje o umbral durante un determinado tiempo, ambos valores (tiempo y umbral) pueden ser modificados por el usuario. Cada que el usuario mantenga su señal mioeléctrica encima del umbral durante el tiempo seleccionado, se contará una repetición.
- Entrenamiento por contracción mínima: con este tipo de entrenamiento el usuario podrá ser capaz de aprender a relajar sus músculos. También aquí, los valores del umbral y tiempo por repetición son fácilmente modificables por el usuario.
- Entrenamiento por contracción controlada: consiste en mantener la señal mioeléctrica en medio de dos umbrales por un tiempo determinado, de igual manera que en los anteriores, el espacio entre los dos umbrales es determinado por el usuario, así como el tiempo durante el cual se llevará a cabo la repetición. Este entrenamiento es un poco más complejo, debido a que exige más control sobre el músculo.
- Entrenamiento con umbral progresivo: su principio es igual al superior, sin embargo en este tipo de entrenamiento el usuario define el número de repeticiones que realizará antes de que el umbral incremente su valor. El usuario tiene el control del valor del incremento y del número de repeticiones que tendrá que realizar antes del cambio de umbral.
- Entrenamiento con umbral aleatorio: en este entrenamiento el umbral irá variando de manera aleatoria, ya sea que incremente o decremente, por lo que el usuario tendrá que ir adaptándose a estos cambios. El usuario determinará el número de repeticiones antes de que el umbral cambie.

Además de los tipos de entrenamiento el menú tiene de un botón de stop, el cual podrá detener el programa cuando sea desee salir de él y otro botón que despliega el manual de usuario (Anexo D) que contiene información sobre los tipos de entrenamiento, como manejar la interfaz gráfica y un índice de errores.



Figura 3.7.9. Pantalla de menú del entrenador.

3.7.4 Pantalla de entrenamiento

Según la opción elegida en el menú se desplegará en pantalla el tipo de entrenamiento deseado, figura 3.7.10. La señal mioeléctrica será desplegada en la gráfica, el control del umbral consiste en una barra sobre la cual el usuario podrá variar según el nivel de entrenamiento, el tanque de tiempo por repetición se va llenando cuando el usuario mantiene su señal por encima del umbral durante el tiempo establecido, éste tiempo es variable y su control se ubica por debajo del mismo.

Cada que el usuario logre una repetición el indicador de repeticiones incrementará, de manera que se tenga un indicador visual sobre cuantas repeticiones de entrenamiento se lleva. A lado del tanque de entrenamiento se encuentra una barra de descanso, la cual indicará el tiempo que se debe relajar el músculo después de una serie de repeticiones.

Por debajo de la gráfica se encuentra un botón de regreso, con este botón se logra acceder nuevamente al menú, ya sea para elegir otra opción de entrenamiento o salir del programa.



Figura 3.7.10. Pantalla de entrenamiento.

El código de cada entrenamiento se muestra a continuación.

Código entrenamiento superior figura 3.7.11.

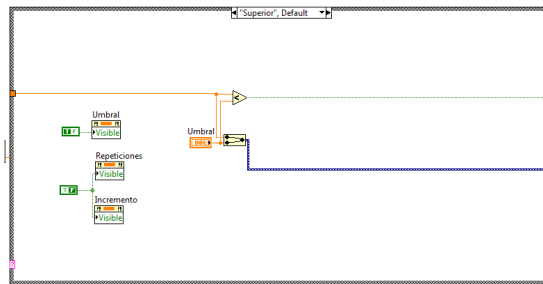


Figura 3.7.12. Código entrenamiento superior.

Código entrenamiento medio figura 3.7.12

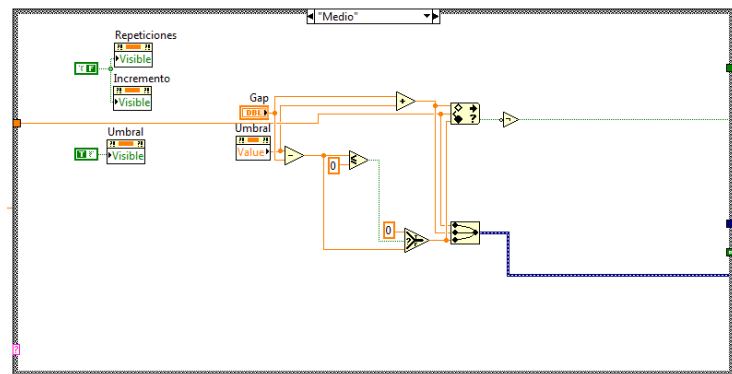


Figura 3.7.12. Código entrenamiento medio.

Código entrenamiento progresivo figura 3.7.13.

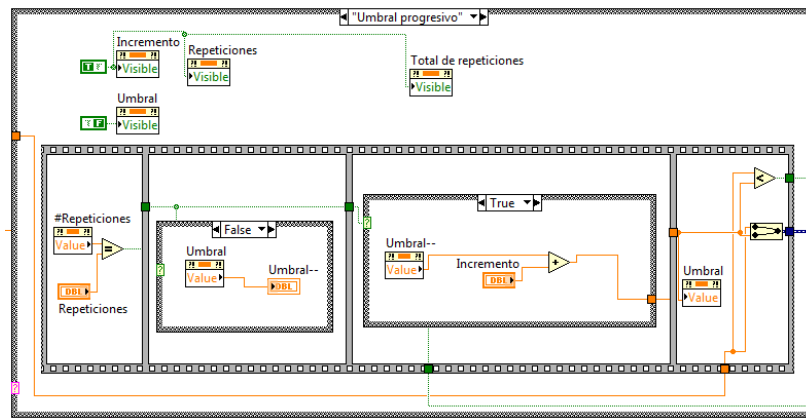


Figura 3.7.13. Código entrenamiento progresivo.

Código entrenamiento aleatorio figura 3.7.14

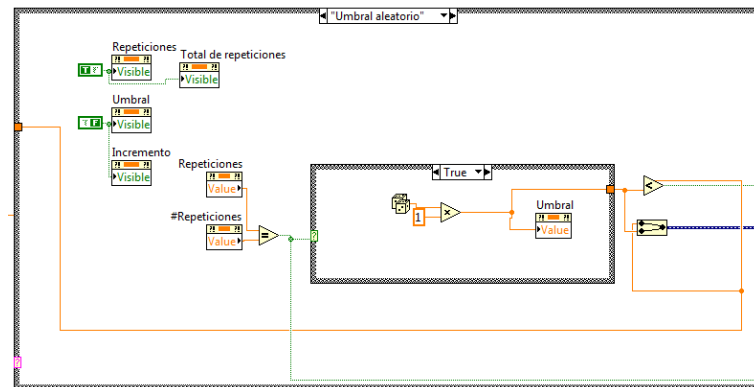


Figura 3.7.14. Código entrenamiento aleatorio.

3.7.5 Programa base

Una vez que se tiene el código de cada programa por separado, se deben unir en un solo programa el cual es el que se ejecutará. Todos los programas se deben hacer sub vi's o sub programas para que puedan ser llamados desde este programa base como se muestra en la figura 3.7.15. Este programa es el programa general del entrenador mioeléctrico, es el que se ejecutará una vez inicializado.

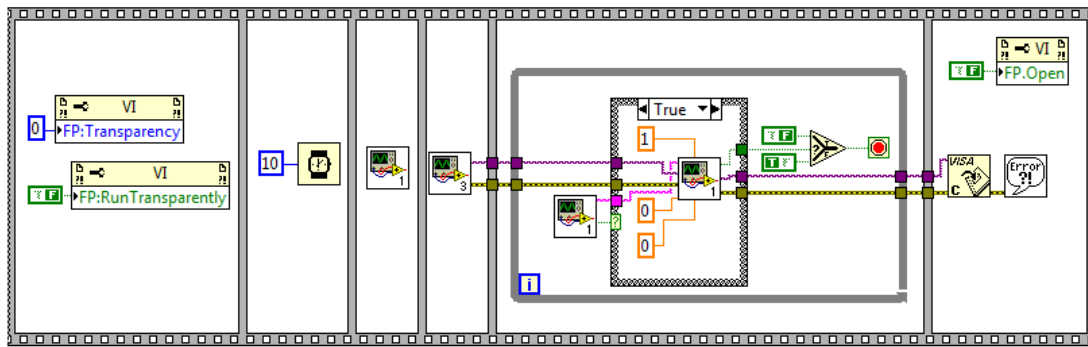


Figura 3.7.15. Código general del entrenador mioeléctrico.

Capítulo 4. Pruebas.

El entrenador mioeléctrico es sometido a diferentes pruebas para verificar su funcionalidad. Se realizan pruebas tanto con personas sanas como con personas con alguna lesión muscular, con el fin de verificar que tenga el comportamiento esperado. Así mismo se realizan pruebas con el circuito para verificar el orden de las etapas que hacen que el circuito funcione de manera efectiva, se verifica y comprueba que todas y cada una de las etapas son indispensables para el diseño y para el mejor funcionamiento del dispositivo.

Estas pruebas se realizaron en los músculos flexores de mano izquierda, en un paciente masculino, diestro y sin lesiones musculares, todas las pruebas fueron realizadas con una alimentación de ca a cc de 12 [V] a 1.25 [A], bajo las condiciones recomendadas para electromiografía tales como: cables de adquisición trenzados, configuración bipolar, mínima distancia posible entre electrodos (3 [cm]) y una adecuada preparación de la superficie de contacto. [31]

El primer módulo es el de amplificación con una ganancia máxima de 1000 y su desempeño se muestra en la figura 4.1, esta imagen muestra solo la parte positiva de la señal mioeléctrica, dado que para los fines del entrenador no se necesita la parte negativa, esto se debe a la programación del microcontrolador, la señal mostrada presenta un previo tratamiento de filtrado para eliminar frecuencias bajas (cc).

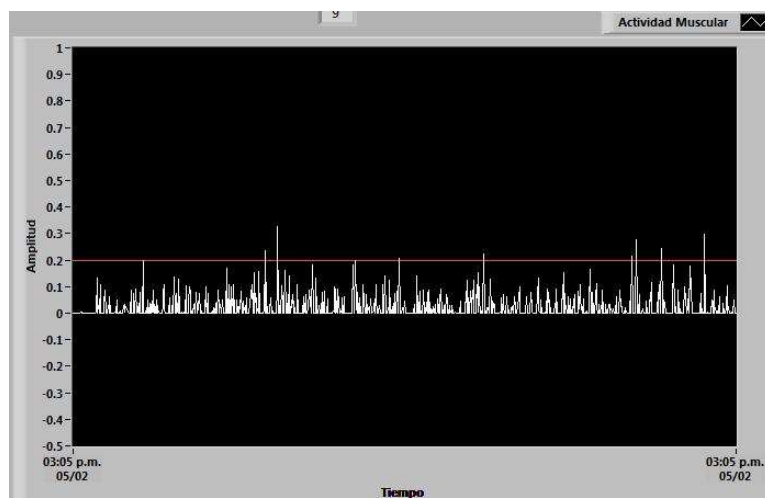


Figura 4.1. Amplificación de la señal.

Se realizó una prueba para verificar la importancia del filtro paso bajas, diseñado para una frecuencia de corte de 400[Hz], el desempeño del filtro se muestra en la figura 4.2. La señal de entrada proviene de un generador de funciones, es una señal sinusoidal a una amplitud constante, se tomaron medidas para dos amplitudes diferentes, una a 10[V] y la otra a 1[V], con el fin de verificar su correcto funcionamiento con señales pequeñas.

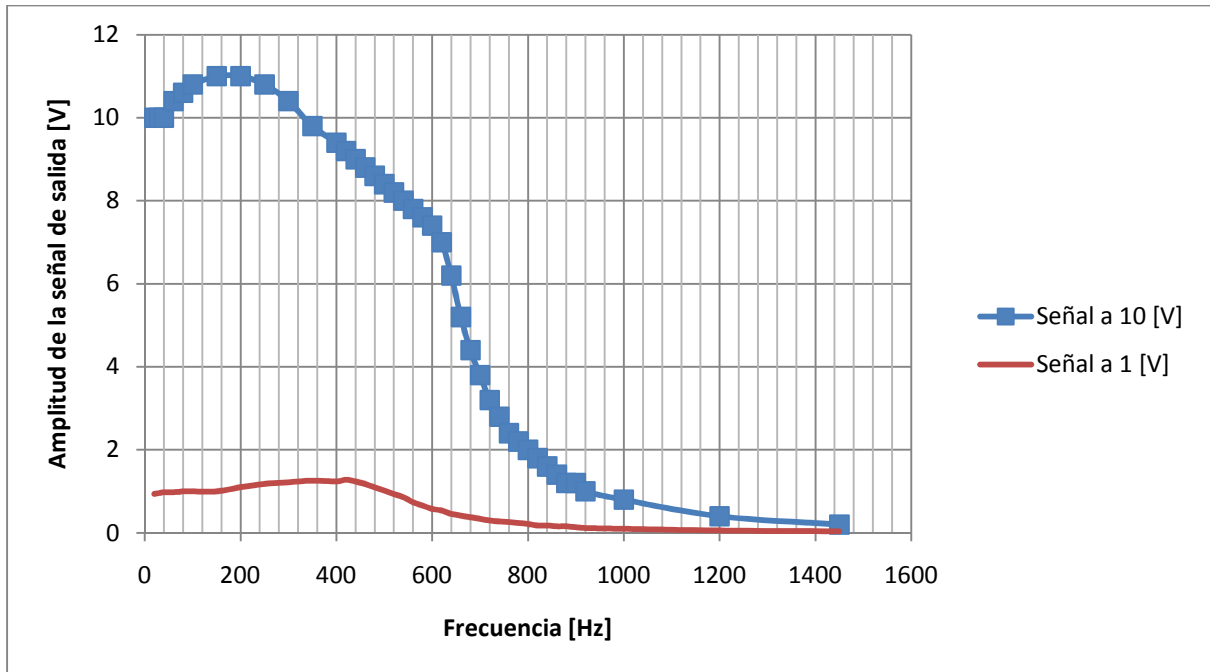


Figura 4.2. Desempeño del filtro paso bajas a 400[Hz]

La ubicación de las etapas para la adquisición de la señal se realizó con base a la hipótesis de que la señal tenía que ser amplificada para después rectificarla, pasar a la etapa de filtrado y finalmente a la etapa de protección para el microcontrolador. Esta configuración se muestra en la figura 4.3 y se implementó con el fin de observar el comportamiento de la señal, la cual se muestra en la figura 4.4.

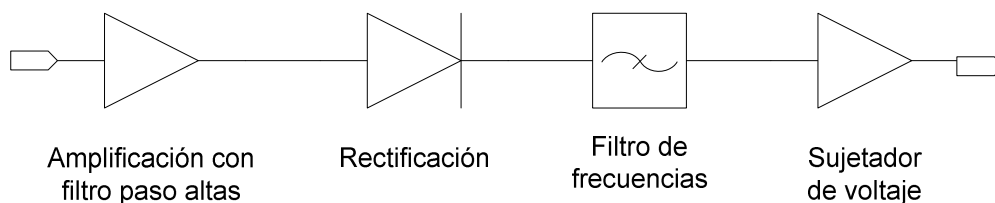


Figura 4.3. Configuración hipótesis.



Figura 4.4. Respuesta de la configuración hipótesis.

Se puede observar en la figura 4.4 que la respuesta de esta configuración es buena, sin embargo, al momento que se probó con una señal débil se observó que la ganancia no era suficiente, por lo que se propuso el uso de otra etapa de amplificación. La ganancia utilizada en esta primera configuración fue la máxima soportada por el amplificador, la cual es de 1000.

La siguiente configuración que se propuso se muestra en la figura 4.5, con la cual se pretendía aumentar aún más la amplitud de la señal, como se puede observar en la figura 4.6 únicamente se le aumentó una etapa de amplificado a la configuración previamente probada.

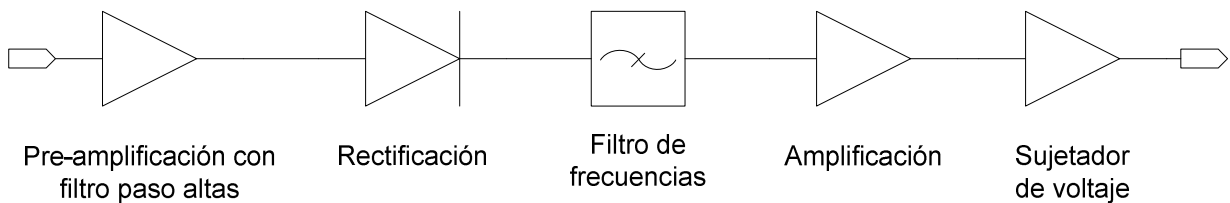


Figura 4.5. Primera configuración propuesta.

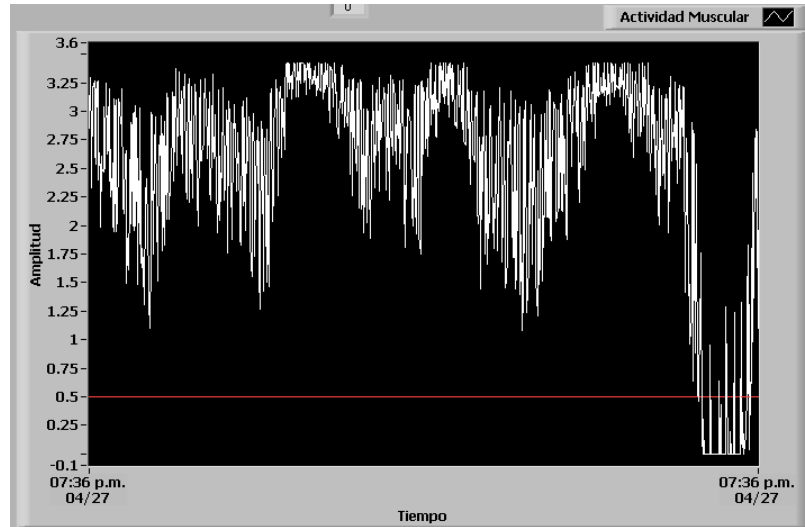


Figura 4.6. Respuesta de la primera configuración propuesta.

Como se puede observar en la figura 4.6, la señal mioeléctrica aumenta su amplitud al amplificarla dos veces, las ganancias utilizadas fueron de 1000 en la pre amplificación y de 50 en la amplificación, sin embargo se observa un aumento en el ruido de la señal, haciéndola prácticamente inservible para el objetivo del entrenador. Por lo tanto se decidió mover la etapa del filtrado al final, para tratar de disminuir el ruido en la señal mioeléctrica, dicha configuración se muestra en la figura 4.7.

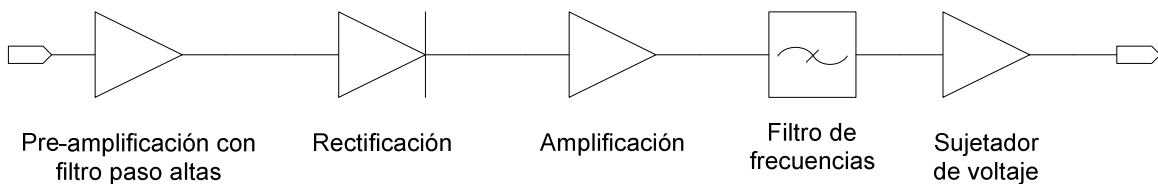


Figura 4.7. Segunda configuración propuesta.

El comportamiento de la señal mioeléctrica bajo esta configuración se puede observar en la figura 4.8.



Figura 4.8. Respuesta de la segunda configuración electrónica.

Se observa que al colocar el filtro después de las dos amplificaciones, el ruido disminuye considerablemente y la amplitud de la señal es aceptable, logrando una señal útil para los fines del entrenador. Al realizar las pruebas en los diferentes tipos de entrenamiento que se ofrecen, se pudo verificar que aunque esta señal resultaba ser útil para los entrenamientos de contracción máxima, mínima, umbral aleatorio y umbral progresivo, no era lo suficientemente buena para el entrenamiento por contracción controlada, como se puede observar en la figura 4.9.

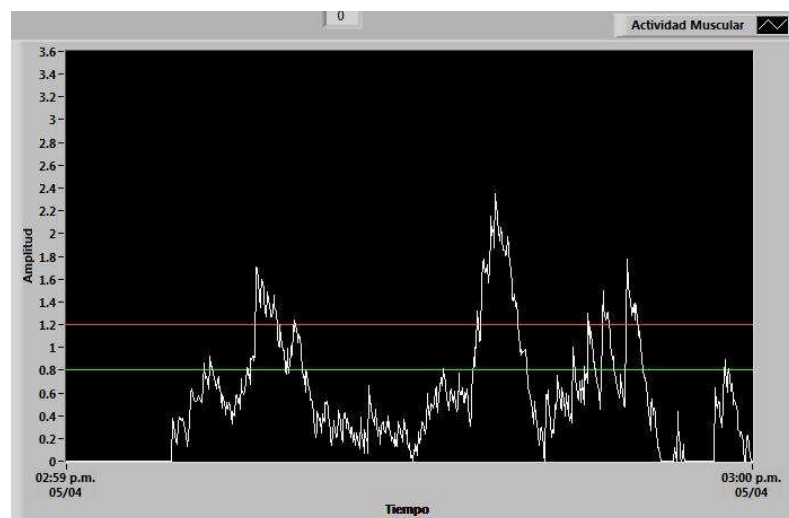


Figura 4.9. Respuesta de la segunda configuración electrónica en entrenamiento controlado.

El siguiente paso fue buscar una manera de disminuir a medida de lo posible el ruido de la señal para que fuera apta para todos los tipos de entrenamiento propuestos, de esta manera se decidió realizar una amplificación total de la señal para después

rectificarla y filtrarla, por lo que se realizó la configuración que se muestra en la figura 4.10.

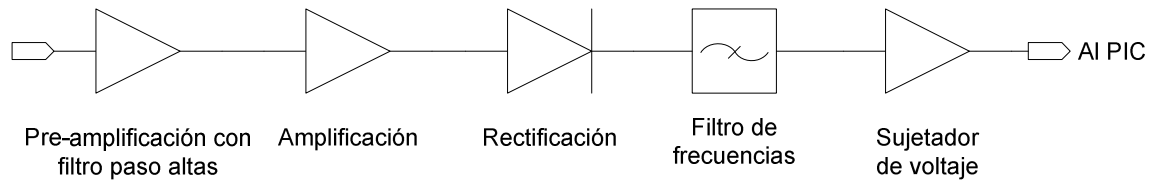


Figura 4.10. Tercera configuración propuesta.

La señal en reposo que se obtuvo con la tercera configuración se puede observar en la figura 4.11., la cual presenta un nivel de offset, de aproximadamente 1 [V].

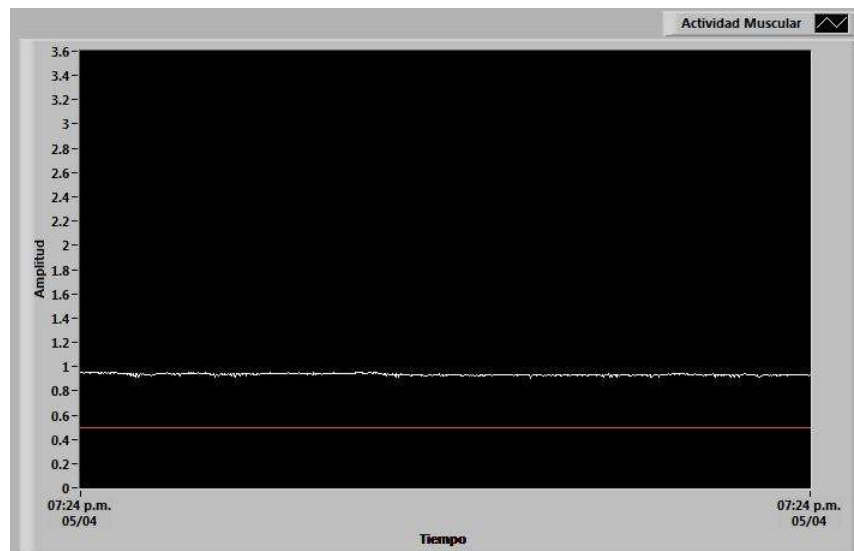


Figura 4.11. Respuesta de la tercera configuración electrónica.

El offset de la figura anterior se debe a que el ruido ajeno a la señal mioeléctrica se amplifica, se rectifica y se mantiene constante. La señal mostrada en la figura 4.12, es el nivel de ruido obtenido al medir la señal del músculo en reposo directamente a la salida de las dos etapas de amplificación.

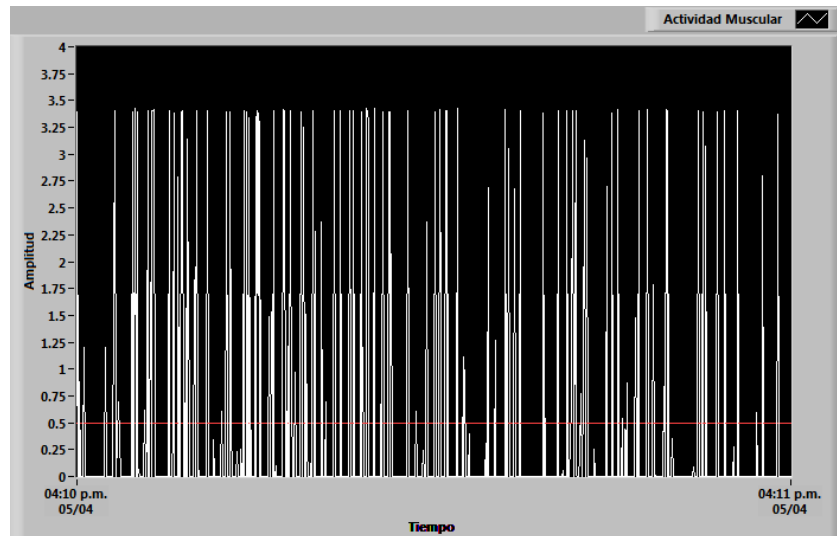


Figura 4.12. Señal de salida de ambas etapas de amplificación.

A partir de la señal obtenida se optó por implementar el filtro paso bajas como etapa posterior a la amplificación y el resultado fue el que se muestra en la figura 4.13, se puede observar que aún existe ruido en la señal, sin embargo, este nivel de ruido se mantiene constante bajo diferentes ambientes y personas, por lo tanto se puede suponer que es un ruido en su mayoría inherente de los componentes y se puede eliminar en la etapa de rectificación.

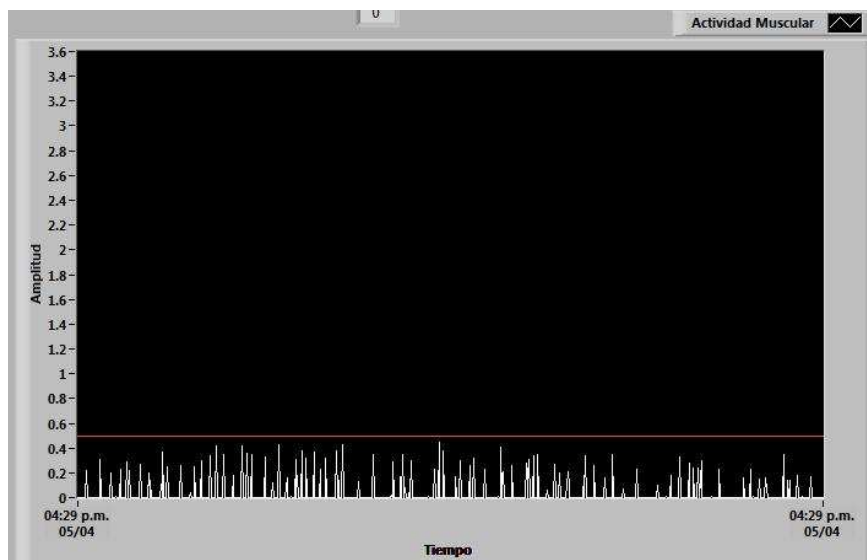


Figura 4.13. Señal de salida posterior a la amplificación y filtrado.

Al ubicar el filtro después de las dos etapas de amplificación como se observa en la cuarta configuración, figura 4.14 y reducir la ganancia del pre amplificador, se obtiene una señal más limpia como se muestra en la figura 4.15.

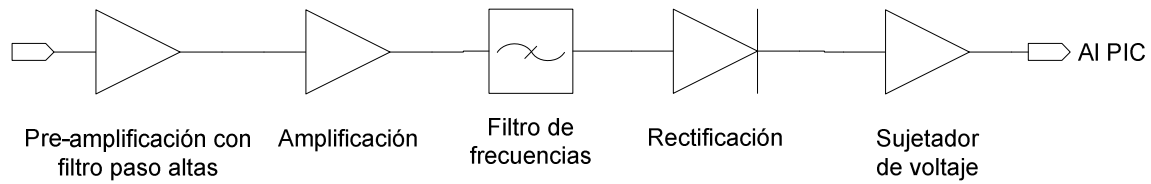


Figura 4.14. Cuarta configuración propuesta.

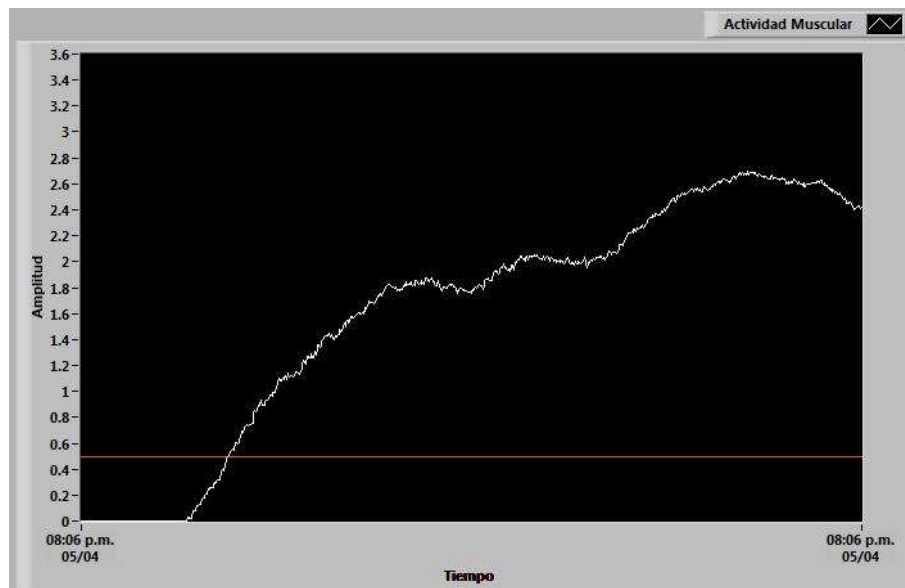


Figura 4.15. Respuesta de la cuarta configuración electrónica.

Como se observa en la figura 4.15 la cuarta configuración propuesta suaviza la señal y elimina el offset, haciéndola más útil para los diferentes tipos de entrenamiento. Esto se logró ajustando el nivel de referencia del AD536 (convertidor rms a dc).

Por lo tanto se probó experimentalmente que la configuración con la mejor funcionalidad, es la cuarta configuración (figura 4.14). Debido que bajo esta configuración la señal mioeléctrica muestra un mejor comportamiento en todos los tipos de entrenamientos aquí propuestos, especialmente el entrenamiento por contracción controlada como se observa en la figura 4.16.

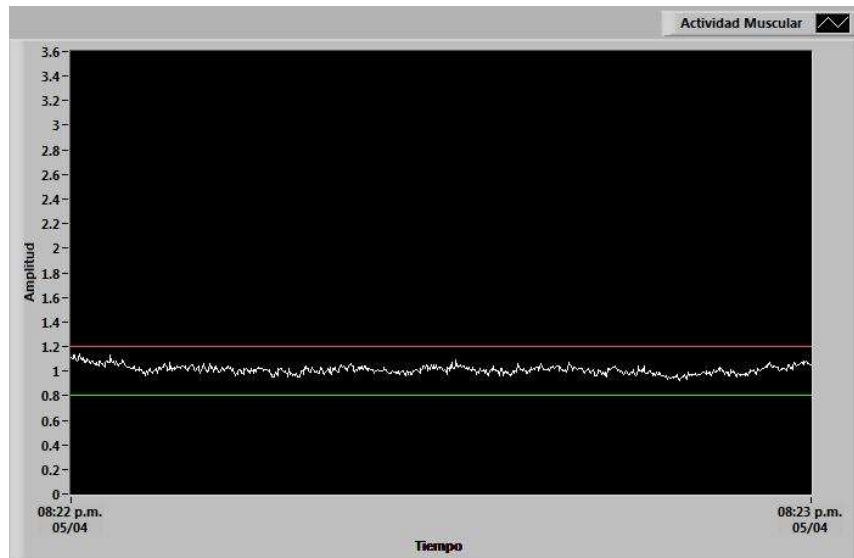


Figura 4.16. Respuesta de la cuarta configuración electrónica.

Al tener la configuración a utilizar y constatar que todas las etapas son parte esencial del entrenador, se llevaron a cabo pruebas con una señal debilitada. Estas pruebas se realizaron en los músculos flexores de mano izquierda, en un paciente femenino, diestro y con lesión de plexo braquial izquierdo (Anexo A), todas las pruebas fueron realizadas con una alimentación de ca a cc de 12 [V] a 1.25 [A], bajo las condiciones recomendadas para electromiografía tales como: cables de adquisición trenzados, configuración bipolar, mínima distancia posible entre electrodos (3 [cm]) y una adecuada preparación de la superficie de contacto.

Se realizaron las pruebas con la paciente para constatar que las ganancias eran las adecuadas para el buen funcionamiento del sistema con señales debilitadas, las ganancias presentadas fueron de 500 en la etapa de pre amplificación y 50 en la etapa de amplificación, la señal obtenida bajo esas ganancias se puede observar en la figura 4.17.

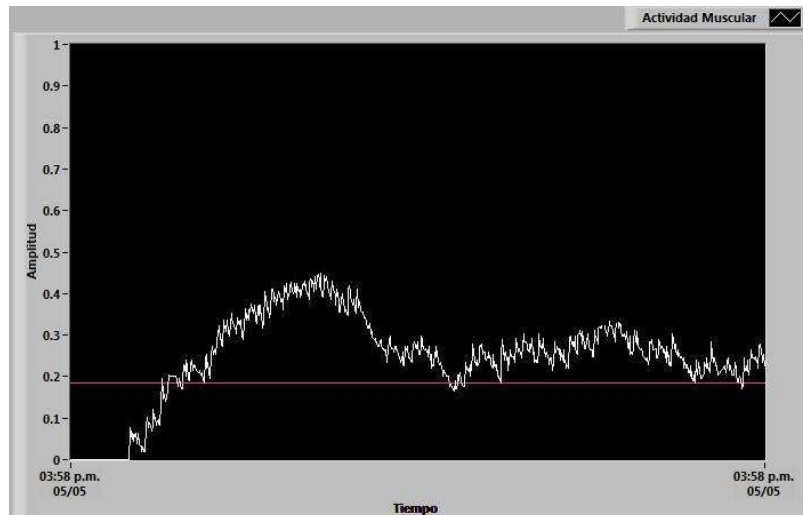


Figura 4.17. Respuesta de la cuarta configuración electrónica con lesión de plexo.

Esta señal es útil para el entrenador, sin embargo la paciente expresó que le costaba un poco trabajo mantener su señal, por lo que se decidió hacer un ajuste de ganancias. En la etapa de pre amplificación se colocó una ganancia de 500 y en la etapa de amplificación una ganancia de 1000 y el resultado obtenido se muestra en la figura 4.18.

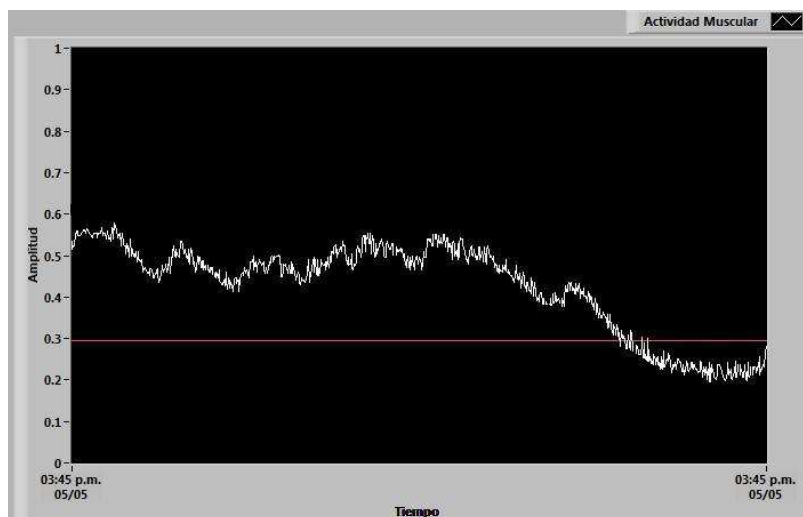


Figura 4.18. Respuesta de la cuarta configuración electrónica con lesión de plexo y con variación en las ganancias.

Al hacer el cambio de las ganancias la paciente expresó que le era más fácil controlar el entrenador, por lo que se decidió que la configuración final presentaría ganancias de 500 y 1000 en el pre amplificador y en el amplificador respectivamente.

Una vez que se definió la configuración final del entrenador, se realizaron pruebas con una pila recargable, muy comercial y fácil de adquirir, marca SONY de 9 [V], Ni-MH / 400 mAh, con la finalidad de verificar su tiempo útil. Se verificó que la señal mioeléctrica obtenida con el eliminador y con la batería presenta el mismo comportamiento. La gráfica mostrada en la figura 4.19 muestra el desempeño de la batería, con lo cual se determinó que esta se utilizaría para proporcionarle la portabilidad al entrenador.

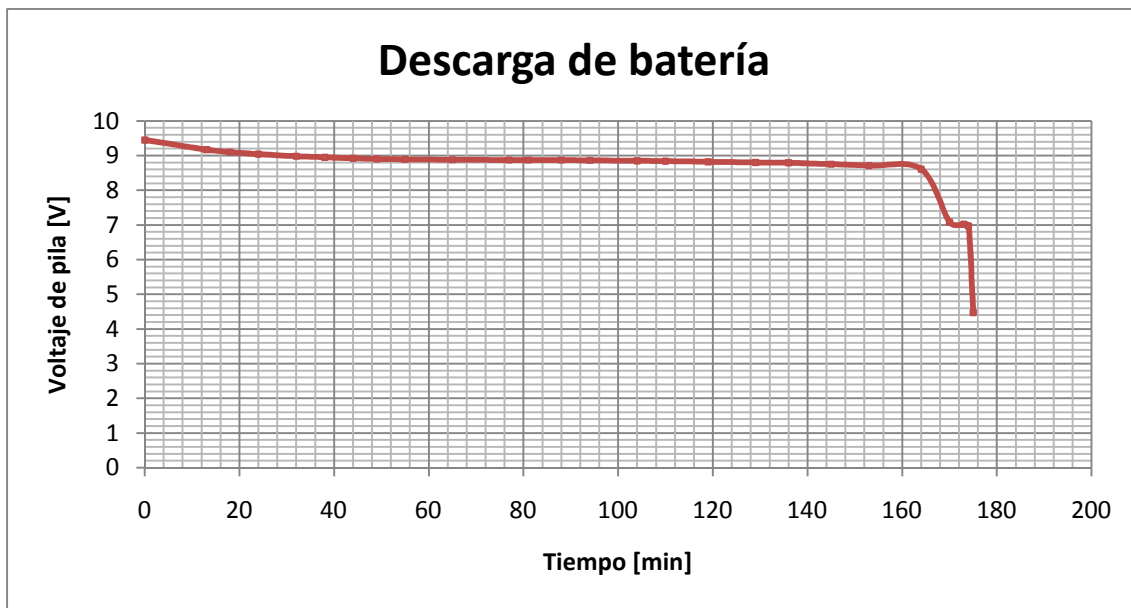


Figura 4.19. Comparación en el tiempo de vida de dos pilas de 9 [V].

Es importante mencionar que se realizaron pruebas con un filtro notch a 60 [Hz], el cual aumentaba el ruido en la señal mioeléctrica, por lo que se decidió prescindir de él. Las pruebas que se realizaron se pueden apreciar en las figuras 4.20 y 4.21, las cuales son unas fotos comparativas del circuito con y sin el filtro notch respectivamente.

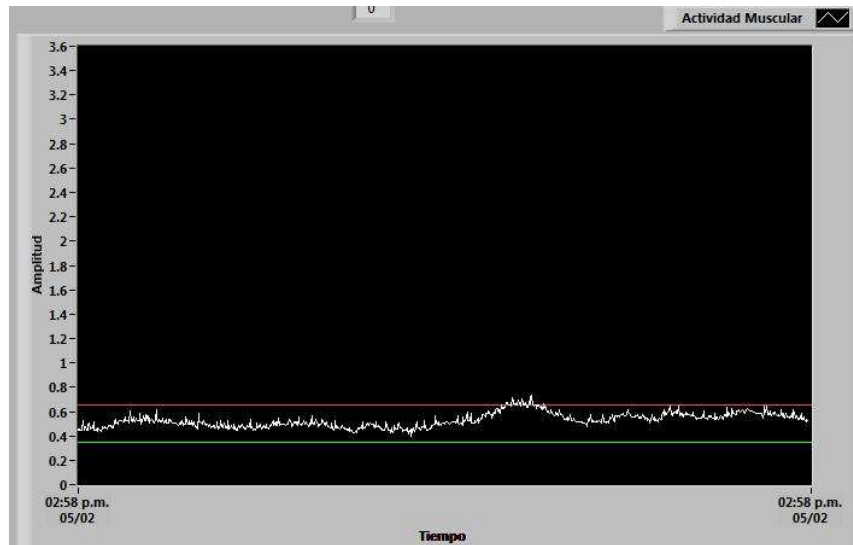


Figura 4.20. Circuito entrenador con filtro notch.

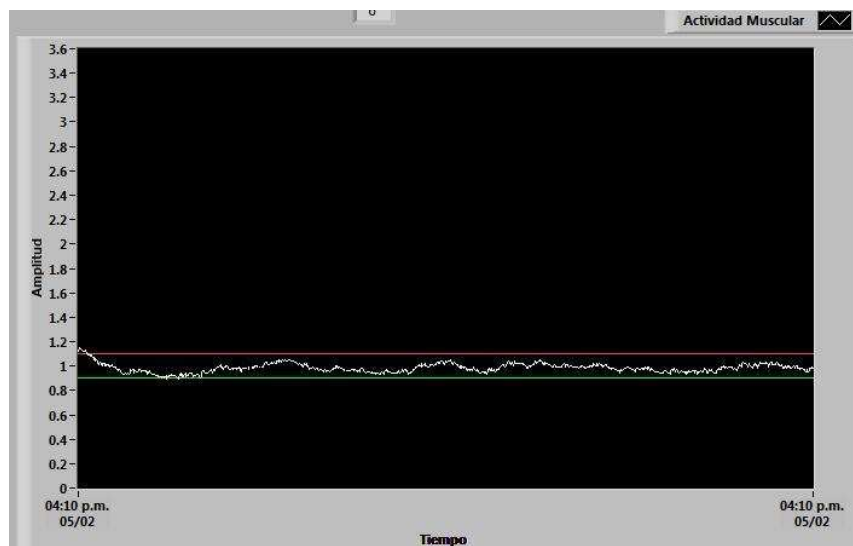


Figura 4.21. Circuito entrenador sin filtro notch.

Como se puede observar en las imágenes, la señal mioeléctrica presenta más ruido con la utilización del filtro notch, por lo que experimentalmente se constató que el prescindir de este circuito ofrecía una mejor calidad de la señal.

Conclusiones.

- Se diseñó un sistema de biofeedback denominado “entrenador mioeléctrico”, el cual permite la adquisición de señales mioeléctricas de miembro superior. El dispositivo diseñado adquiere la señal, la acondiciona y la transmite a la computadora para que pueda ser desplegada desde la interfaz gráfica diseñada, consiguiendo así que el usuario pueda tener conciencia de la contracción y relajación del músculo que se requiere.
- El entrenador consta de cinco diferentes tipos de entrenamiento, lo cual lo hace versátil, haciéndolo útil para las diferentes necesidades de uso que pueda llegar a presentar.
- Se logró que los parámetros de entrenamiento fueran dinámicos, por lo que el usuario puede variarlos según su conveniencia y necesidad, haciendo al entrenador flexible ante los requerimientos del usuario.
- Los componentes que forman parte del entrenador se pueden encontrar en cualquier casa de electrónica y son económicos, de manera que cuando un componente llegará a fallar no se requiera pedirlos a otro país.
- Con base en pruebas, se obtuvo la mejor configuración electrónica para el correcto desempeño del entrenador.
- El diseño del entrenador se apegó a los requerimientos del usuario, por lo que el prototipo final cumple con lo especificado.
- Durante el desarrollo del entrenador se comprobó que la ubicación de los electrodos es muy importante, debido a que se deben colocar donde la señal mioeléctrica sea más fuerte, esto es, en la zona central del músculo de interés y es muy importante que se coloquen paralelamente a las fibras musculares.
- El uso del microcontrolador pic18F2550 cumple con los requerimientos del sistema diseñado y deja abierta la posibilidad de mejoras del dispositivo.

- Después de varias pruebas con el usuario, se obtiene que la interfaz gráfica es bastante amigable y los entrenamientos son rápidamente entendibles, el usuario puede rápidamente familiarizarse con ella y con ayuda de el médico rehabilitador, se puede realizar el entrenamiento correctamente.
- El manual de ayuda que se encuentra disponible en la interfaz del entrenador, resultó ser muy práctico e indispensable, de manera que cualquier persona entienda como funciona el entrenador y en qué consisten los distintos tipos de entrenamiento sin la asesoría de un profesional.
- Las ganancias diseñadas y calculadas en las dos etapas de amplificación son las adecuadas, lo cual se comprobó en la sesión de pruebas que se realizó con un paciente que presenta lesión de plexo braquial (anexo A) con señales mioeléctricas muy pequeñas. Se observó que sus señales se pueden desplegar en la interfaz gráfica con la amplitud necesaria para poder realizar su entrenamiento y retroalimentación.
- Se logró un diseño bastante pequeño (11x7 [cm]), y ligero (aprox. 500 [g]), lo que lo hace práctico para poder trasladarlo de un lugar a otro y poder realizar las rutinas de entrenamiento en el lugar que resulte más cómodo para el usuario.
- Se logro implementar un circuito cargador de baterías dentro del dispositivo, con lo cual se aumenta la portabilidad del dispositivo para facilitar su uso donde el paciente lo prefiera y lo requiera. De igual manera el entrenador trabaja mientras la pila se carga.
- Al implementarse estímulos auditivos al completar una repetición en cada uno de los cinco entrenamientos, se obtuvo una respuesta favorable por parte del paciente/usuario que comentó lo agradable que le resultaba saber, no sólo de manera visual, sino también auditiva, que había logrado una repetición.
- Se logró la construcción de un dispositivo con un único enfoque en adquisición, procesamiento y despliegue de la señal mioeléctrica, por esta razón se simplificó el número de componentes en el dispositivo por cual el precio neto de estos lo hace más accesible a la mayoría de las personas con alguna disfunción muscular.

Trabajo a futuro.

Este trabajo es el primero en la línea de investigación sobre los sistemas de biofeedback que se realiza en el Departamento de Ingeniería Mecatrónica. Por lo tanto el resultado de esta primera investigación es el primer prototipo funcional de un entrenador mioeléctrico. Al ser el primer prototipo existen diferentes aspectos que se deben seguir desarrollando para obtener un dispositivo que cuente con la tecnología de hoy en día y así se aumente su eficacia y se obtenga un dispositivo capaz de competir con los existentes en el mercado.

Se enlistan a continuación los aspectos que deben seguirse desarrollando:

1. Debido al tiempo que tomó diseñar , desarrollar y hacer pruebas del entrenador, no fue factible la fabricación de la caja de protección del circuito, por lo que debe realizarse para que la placa entrenadora se encuentre protegida y para que el dispositivo se encuentre en su totalidad finalizado como primer prototipo funcional. Algunos materiales que se consideraron para el diseño de la caja se encuentran en el desarrollo de la tesis, por lo que será más fácil determinar cuál cumple mejor con los requerimientos del diseño.
2. El tipo de comunicación que se realizó en este trabajo fue comunicación serial, sin embargo, en la actualidad la mayoría de las computadoras ya no cuentan con un puerto serie por lo que se necesita un cable adaptador para poder comunicar el dispositivo con la máquina. El uso del cable representa un gasto extra que el usuario tiene que hacer para poder hacer uso del entrenador, además de que al usar un cable de conversión serie usb, se puede perder información y la velocidad de transmisión se vuelve un poco más lenta. Lo mejor sería hacer que el entrenador se conecte a través de un puerto usb. No es necesario cambiar el microcontrolador para realizar esta mejora, solo se necesita reprogramarlo con un nuevo programa que contenga el protocolo de la comunicación por usb y realizar las adaptaciones correspondientes al conector usb en la placa impresa.
3. La interfaz gráfica presentada en el trabajo, aunque es muy funcional, podría mejorarse haciéndola más estética a la vista, además de agregar “juegos” pensando en que los niños que requieran terapia física puedan entrenarse y les

sean más divertidas y agradables las sesiones de entrenamiento/ejercicios, y lo vean como un juego que tienen que ir superando.

4. Se puede extrapolar el diseño del circuito para registrar las señales de miembro inferior, para lo cual se deben calcular otros filtros con las nuevas frecuencias y se puede multiplexar para hacer una selección entre filtros para músculos del miembro inferior o superior.
5. Se puede crear una base de datos con la información generada tras cada serie de rutinas, datos como tiempo de duración por repetición, número de repeticiones y series realizadas, así como el tiempo de entrenamiento. Esta información será útil para registrar el progreso del paciente y mejorar el entrenamiento.
6. La placa del circuito puede ser utilizada para mover algún servomecanismo o actuador como los utilizados en prótesis u ortesis. Este trabajo da pie a la realización de una prótesis u ortesis mioeléctrica funcional.
7. Se debe buscar constantemente componentes electrónicos de menor consumo eléctrico para mejorar el rendimiento de la batería y aumentar su portabilidad, al mismo tiempo que sea más amigable con el medio ambiente.
8. Es indispensable realizar pruebas para comprobar su efectividad a mediano y largo plazo, tomando en cuenta que dependiendo el tipo de lesión es el tiempo de respuesta a la rehabilitación.

En un trabajo a futuro más completo se requiere de simplificar cada vez más el dispositivo, haciendo dispensable el uso de la computadora, aumentando aún más su portabilidad y haciéndolo más compacto.

Anexo A.

Lesión de Plexo.

Anatomía del plexo braquial

Se denomina plexo a un entrelazado de estructuras vasculares o nerviosas. El plexo braquial es un conjunto de ramas nerviosas cervicales anteriores ventrales que se originan en C5, C6, C7, C8 y T1 (ver figura A1), y dan lugar a la mayoría de los nervios que controlan el movimiento en los miembros superiores.

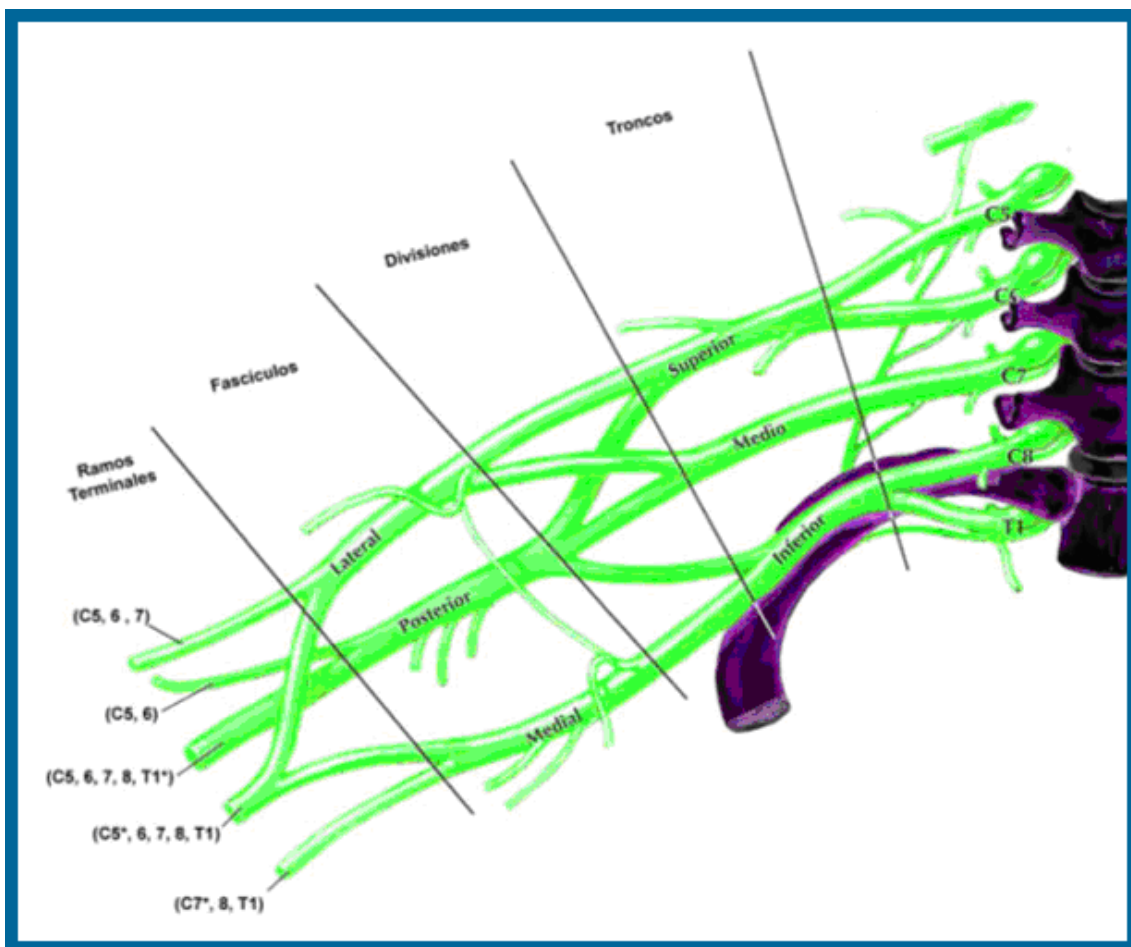


Figura A1. Plexo Braquial.

Músculos que inerva

El plexo braquial proporciona inervación sensitiva y motora para todo el miembro superior, excepto una zona adyacente al hombro, cuya sensibilidad depende de los nervios supraclaviculares (plexo cervical), y la parte interna del brazo que depende de los nervios intercostobraquiales (ramos del segundo y tercer nervios intercostales).

La Tabla A, muestra el nervio del plexo braquial, el músculo al que inerva y la función que lleva a cabo en el miembro superior.

Nervio	Músculo	Función
Axilar(C5, C6)	Deltoides	Abducción, flexión y rotación interna del brazo (fibras anteriores). Extensión y rotación interna del brazo (fibras posteriores).
	Redondo menor	Rotación externa y abductor del brazo.
Supraescapular (C5, C6)	Supraespinoso	Abducción del brazo.
	Infraespinoso	Rotación externa del brazo, abducción las fibras superiores y aducción de las mas inferiores.
Musculocutáneo (C5, C6, C7)	Coracobraquial	Flexión y aducción del brazo
	Braquial	Flexión del antebrazo.
	Biceps braquial	Flexión del antebrazo y brazo. Supinación de la mano.
Mediano (C6 – T1)	Palmar largo	Flexión del antebrazo y brazo. Supinación de la mano.
	Flexor superficial de los dedos	Flexión de la mano y de la 1° y 2° falanges de los dedos de 2° a 5°.
	Flexor largo del pulgar	Flexor de la mano y dedo pulgar.
	Pronador cuadrado	Pronación de la mano.
	Pronador redondo	Pronación de la mano y flexión del antebrazo.
	Flexor radial del carpo	Flexión y abducción de la mano.
	Flexor profundo de los dedos	Flexión de la mano y falanges de los dedos 2° y 3°.

Anexo A: Lesión de plexo

	Oponente del pulgar	Oposición del pulgar.
	Flexor corto del pulgar	Flexión 1ª falange del pulgar.
	Abductor corto del pulgar	Abducción y flexión del pulgar.
	Lumbricales (1º y 2º)	Flexión 1ª falange y extensión 2ª y 3ª falanges de los dedos 2º y 3º.
Cubital (C8 – T1)	Flexor cubital del carpo	Flexión y aducción de la mano.
	Flexor profundo de los dedos	Flexión de la mano y falanges de los dedos 3º y 4º.
	Aductor del pulgar	Aducción del pulgar.
	Lumbricales (3º y 4º)	Flexión 1ª falange y extensión de 2ª y 3ª falanges de los dedos 3º y 4º.
	Interóseos dorsales	Como lumbricales y abducción de los dedos.
	Interóseos palmares	Como los anteriores y aducción de los dedos.
	Abductor del meñique	Abducción del meñique.
	Oponente del meñique	Oposición del meñique.
	Flexor corto del meñique	Flexión 1ª falange del meñique.
Radial (C5 – C8)	Tríceps braquial	Extensión del antebrazo y aducción del brazo.
	Braquiorradial	Flexión del antebrazo.
	Extensores radiales corto y largo del brazo	Extensión y abducción de la mano.
	Extensor cubital del carpo	Extensión y abducción de la mano.
	Extensor de los dedos	Extensión de la mano y dedos.
	Supinador	Supinación del antebrazo.
	Abductor largo del pulgar.	Abducción y extensión del pulgar.
	Extensores cortos del pulgar.	Extensión y abducción del pulgar.
	Extensor largo del pulgar	Extensión y aducción del pulgar.

Extensores de índice y meñique	Extensión del dedo respectivo.
--------------------------------	--------------------------------

Tabla A. Nervios del plexo, músculo al que inerva y su función en miembro superior.

Las figuras A2 y A3 muestran de manera más ilustrativa que músculo esta inervado porque nervio del plexo. La figura A2 muestra el brazo en general mientras que la figura A3 muestra la mano.

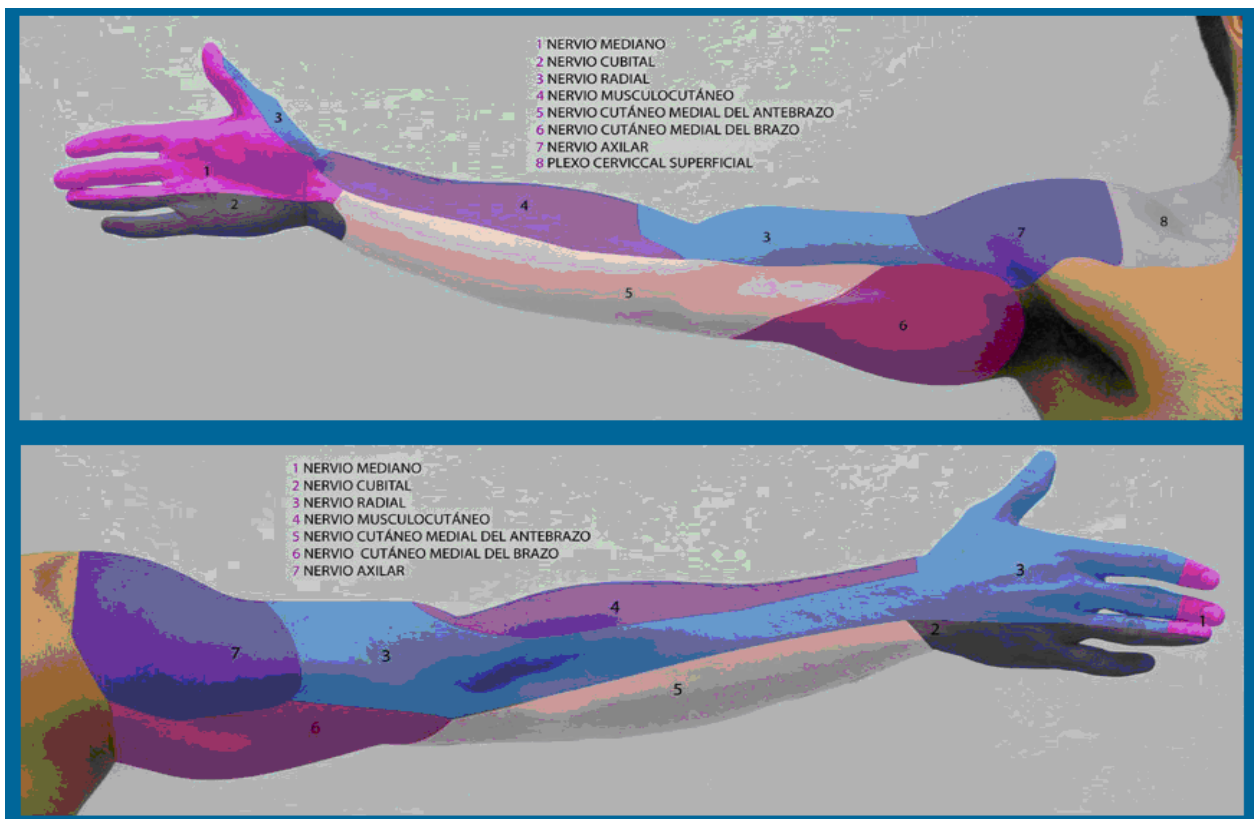


Figura A2. Músculos del brazo inervados por el plexo braquial.

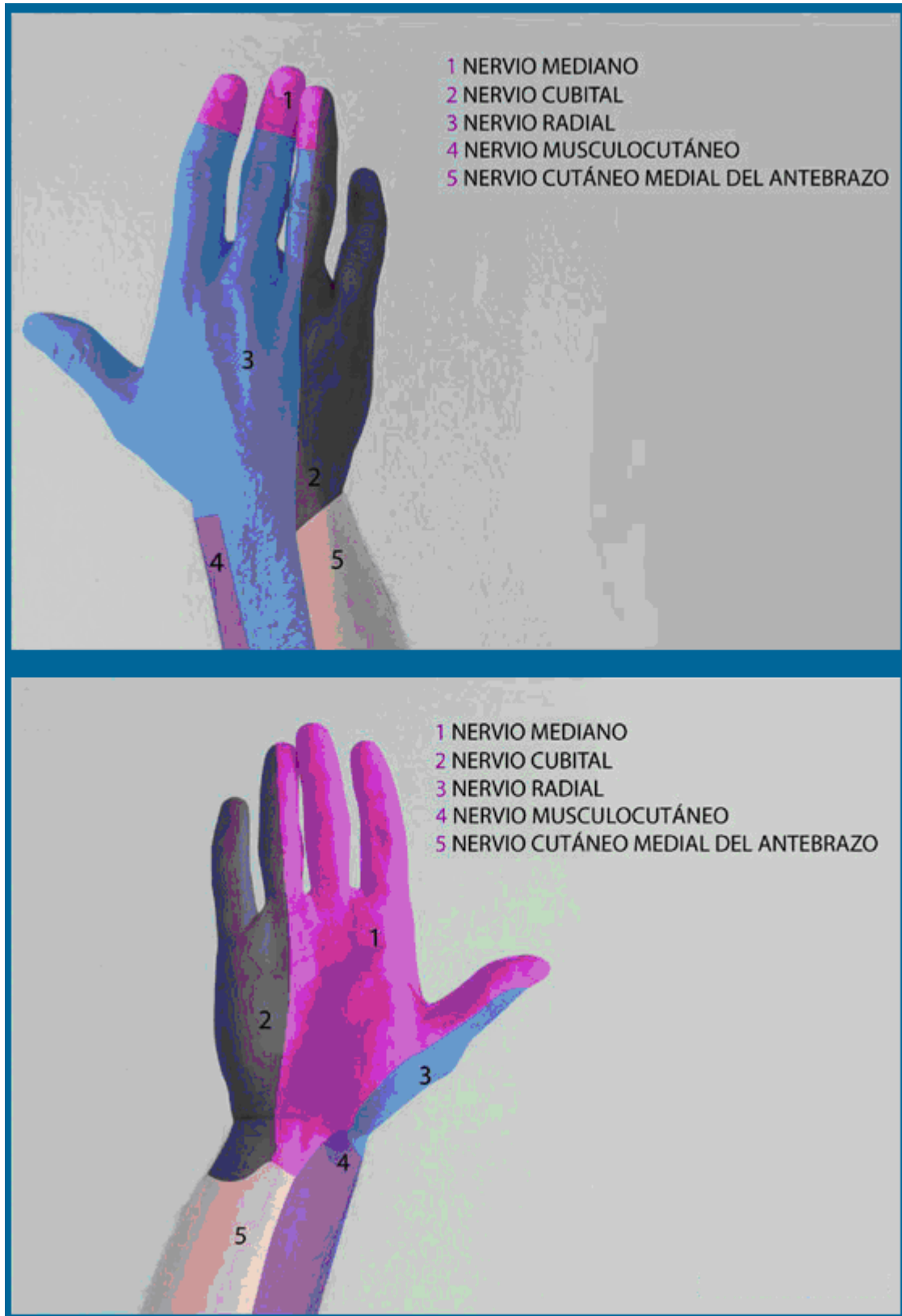


Figura A3. Músculos de la mano inervados por el plexo braquial.

Lesión de plexo.

Las lesiones del plexo braquial son causadas por estiramientos excesivos, desgarros u otros traumatismos a una red de nervios que van de la columna vertebral al hombro, el brazo y la mano. Los síntomas pueden incluir un brazo inválido o paralizado, pérdida del control muscular del brazo, la mano o la muñeca y falta de sensibilidad o sensación en el brazo o la mano. Las lesiones se producen a menudo como consecuencia de accidentes vehiculares, lesiones deportivas, heridas de armas de fuego o cirugías; muchas lesiones del plexo braquial se producen al nacer, si los hombros del bebé quedan atascados durante el proceso del nacimiento y los nervios del plexo braquial se estiran o desgarran [31].

Tipos de lesiones.

Las lesiones de plexo braquial pueden clasificarse de acuerdo a su gravedad, como se enumera a continuación:

1. Por desgarre del plexo a nivel de raíz nerviosa en la espina dorsal, conocido como avulsión.
2. Por desgarre del nervio a nivel diferente de la raíz, también llamado ruptura.
3. Por cicatrización del segmento con lesión agregando presión al nervio ocasionando una interrupción en la señal nerviosa, también conocido como neuroma.
4. Por estiramiento pero no desgarre del nervio, el cual puede sanar por sí mismo. Está condición temporal es también llamada praxis.

El músculo denervado puede causar desbalance general resultando en deformidades músculo esqueléticas en codo y hombro. También el desarrollo del brazo afectado se ve comprometido resultando en un miembro más corto.

Las lesiones del plexo braquial causan parálisis parcial de uno o ambos brazos con lesión temporal o, cuando el nervio no puede sanar completamente, permanente. Al mismo tiempo que compromete las funciones musculares y la habilidad de sujetar, extender y de alcance con el miembro afectado, la lesión puede también afectar la apariencia física del brazo.

El plexo braquial se puede dañar de diferentes maneras, incluidos accidentes en condiciones de alto impacto (automóviles, motocicletas, etc), pero la mayoría de estas lesiones ocurren durante el nacimiento con una condición médica llamada distocia de hombro. El hombro del bebé se atora con el hueso púbico de la madre y varias maniobras deben realizarse para completar el parto, pero en el proceso, se aplica una fuerza excesiva al cuello y cabeza del bebé resultando en estiramiento y/o desgarre del plexo braquial.

Se definen varios tipos de lesiones obstétricas de plexo braquial, tales como Parálisis de Erb (lesión del tronco superior), Parálisis de Klumpke (lesión del tronco inferior), Síndrome de Horner (cuando los nervios faciales se ven afectados), y "Burners" o "Stingers" (usualmente asociados con lesiones por deportes) [32].

Lesiones obstétricas.

Parálisis de Erb (Duchene): afectación de C5 y C6 (algunos autores incluyen C7). Separación de la cabeza humeral por rotación interna del brazo con extensión del codo sin afectación de la mano, generalmente debido a accidentes de moto u obstétricas. Parálisis de deltoides, bíceps, romboides, braquiopradial, supra e infraespinoso y ocasionalmente el supinador.

Parálisis de Klumpke: afectación de C8 y D1 (algunos autores incluyen C7), por tracción del brazo en abducción en caídas o tumor de Pancoast con síndrome de Horner posible si se afecta a D1.

Aunque muchos de los niños con algún grado de parálisis se recuperan muy rápidamente, existen algunos que la parálisis persiste y su recuperación no es completa e incluso pobre. Los resultados en este grupo de pacientes son mucho mejores si se realiza una intervención precoz. El valor de los estudios electroneurofisiológicos para la predicción de la recuperación de la parálisis braquial obstétrica es dudoso, a diferencia de los adultos, y por lo tanto los factores pronósticos se basan actualmente en el examen clínico (extensión de la afectación) y la evolución durante los primeros meses de vida [33].

Más de un tronco del plexo braquial puede ser dañado bajo cualquiera de las condiciones antes mencionadas, resultando en un único conjunto de lesiones de los diferentes nervios para cada individuo.

La terapia física es muy importante para fortalecer músculos parcialmente denervados y de algún otro músculo para mejorar el rango de movimiento de la mano, brazo, codo y hombro. También, la terapia física ayuda a minimizar la atrofia de las articulaciones.

Anexo B.

Hoja de especificaciones para los electrodos 3M 2223

3M™ 2223 Monitoring Electrode



Small Monitoring Electrode with hypoallergenic, acrylic adhesive for short term applications. Primary use in Operating Room and Emergency Room.

Additional Information

- This electrode is ideal for short term monitoring, providing reliable adhesion for up to 24 hours.
- It is suited to all ECG monitoring situations and its small size allows it to have a universal function, suitable for both adult and paediatric patients.
- The fluid resistant foam tape backing and sticky gel surround allow the electrode to be comfortable to wear, skin friendly, easy to handle and quick to apply.

Features:

- Size : diameter 3 cm
- Thickness : 0.8 cm
- Backing: foam
- Adhesive : Hypoallergenic, acrylic adhesive
- Conductor: Dry gel, hydrophilic synthetic polymer

Benefits:

- Easy to handle and apply
- Conformable
- High patient comfort
- Adult and paediatric use
- Fluid resistant

- Added tab for easy removal
- Quick and reliable trace
- Latex free

The 3M™ 2223 Monitoring Electrode fulfills the AAMI EC-12 (2000) standard. It is a class I medical device (MDD 93/42).

Anexo C.

Programa en C para PIC18F2550 con convertidor AD y comunicación serie por protocolo RS-232

```
#include <18F2550.h>

//Configuración de fusibles
#FUSES NOWDT           //No Watch Dog Timer
#FUSES NOPUT          //No Power Up Timer
#FUSES NOPROTECT      //Code not protected from reading
#FUSES NOBROWNOUT     //No brownout reset
#FUSES NOLVP          //No low voltage prgming, B3(PIC16) or B5(PIC18) used
for I/O
#FUSES NOCPD          //No EE protection

//Configuración del convertidr analógico-digital a 10 bits
#device adc = 10

//Configuración de resonador externo de 20MHz
#use delay (crystal=20000000) //cristal externo de 20MHz

//Config RS232; Velocidad tx = 115200; tx por C6 y rx por C7
#use rs232(baud=115200, xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7)

//Declaración de variables
float volts;           //volts = punto flotante. Valor final desplegado en pantalla
int16 value;          //value = entero de 16 bit. Valor obtenido de la conversión AD
int1 done = adc_done(); //done = entero de 1 bit (1 o 0). Bandera de fin de
conversión AD.
char c;
//Servicio de interrupción por recepción RS232
#int_rda
void serial_isr()
{
c=getc();
```

Anexo C: Programa del microcontrolador

```
if(c=='a')
putc('b');
else
printf("%.2.4f\r", volts);
//getc();
}

//Programa principal
void main() {
    enable_interrupts(GLOBAL);        //Habilita interrupción global
    enable_interrupts(INT_RDA);       //Habilita interrupción por recepción RS232
    setup_adc_ports(AN0);              //Configuración del puerto A0 como entrada
analógica para conversión AD
    setup_adc( ADC_CLOCK_INTERNAL );   //Reloj de conversión: el interno del
convertidor
    set_adc_channel( 0 );              //Especifica el canal a ser usado para la conversión
AD.

    while (done==1)
    {
        value = read_adc();
        volts= 5.0*value/1024.0;       // Volts = Vdd*read_adc/2^n ; n=10
    }
}

//Servicio de interrupción por recepción RS232
#include int_rda
void serial_isr() { // Interrupción recepción serie USART
printf("%.2.4f\r", volts);
getc();
}
```

Referencias.

[1] Thibodeau, Patton, "Estructura y función del cuerpo humano", Editorial Elsevier, 13ª. Edición.

[2] Gowitzke A. Barbara, Milner Morris, "El cuerpo y sus movimientos bases científicas".

[3] Gartner P. Leslie, Hiart L. James, "Texto Atlas de Histología", Mc Graw Hill, segunda edición.

[4] Guyton , Arthur y Hall, John E. "Tratado de fisiología medica: Fisiología de la membrana, del nervio y del músculo". España: McGraw-Hill interamericana, decimoprimera edición.

[5] Silbernagl Stefan, Despopoulos Agamemnon, "Atlas de bolsillo de Fisiología", quinta edición, Editorial Harcourt.

[10] Tesis "Control mioeléctrico para brazo manipulador" Carlos Ríos.

[11] Tesis "Diseño, construcción y control de una mano robot teleoperada" Irma Flores Nava <http://kim.ece.buap.mx/posgrado/propuestas/pdfs/HGGH03.pdf>

[12] Bastiansen Y., Schaeps T., Baeyens J.P, "4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 23-27 November 2008, Antwerp, Belgium. Volume 22. Analyzing an sEMG signal using wavelets".

[13] Muzumdar Ashok, "Powered Upper Limb Protheses: Control, Implementation and Clinical Application". Editorial Springer.

[14] Sanzano Viadé Albert, "Psicología del rendimiento deportivo", Ed. UOC, 2003.

[15] Éric Viel, Michèle Esnault, "La marcha humana, la carrera y el salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones", Ed. Masson.

[18] Merletti Roberto, Parker A. Philip, "Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications" IEEE Press Editorial Board.

[19] Alonso Alonso A., Homero Sánchez R., Espino Hurtado P., De la Rosa Steinz R. y Liptak L., "Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano", 2002.

[20] De la Rosa Ramón, Alonso Alonso, Homero Roberto, Abasolo Daniel y Rodríguez Víctor. "Herramienta Gráfica para entrenadores de prótesis mioeléctricas".

[21] De la Rosa Ramón, de la Rosa Sonia, Alonso Alonso y Lara Val." The Uva-Neuromuscular Training Systema Platform". Universidad de Valladolid, 2009.

[23] Coughlin F. Robert, Driscoll F. Frederick. "Amplificadores Operacionales y circuitos integrales lineales". Pearson Prentice Hall. Quinta edición.
Mesografía.

[24] Lajara Vizcaíno José Rafael, Pelegrí Sebastián José, "LabVIEW. Entorno gráfico de programación".

[26] "Introducción a la bioingeniería. Serie: Mundo electrónico". Marcombo.

[27] J. Enderle. "Introduction to Biomedical Engineering". Susan Blanchard Edit. Academic press.

[31] Criswell Eleanor, "CRAM's Introduction to surface electromyography", segunda edición.

Mesografía.

[6] <http://gimnasiargentina.com.ar/preparacionfisica/contraccionmuscular/Figura04.jpg>

[7] http://www.authorstream.com/Presentation/ruffino_sergio-200483-muscular-musculo-entertainment-ppt-powerpoint/

[8] http://www.mindcreators.com/Images/NB_IonFlow.gif

- [9] <http://www.colorado.edu/intphys/Class/IPHY3430-200/image/figure7m.jpg>
- [16] <http://members.fortunecity.es/tester1/3M.htm>
- [17] <http://www.clinicaserenita.com.mx/biofeedback.htm>
- [22] <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/10489>
<http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/10862>
- [25] <http://www.barradelaton.com>
- [28] <http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/039001258CEF8FB686256E0F005888D1>
- [29] <http://pcexpertos.com/2010/01/conector-serial-com-1-o-conector-db9.html>
- [30] <http://www.dliengineering.com/vibman-spanish/conversindeanlogoadigital2.htm>
- [31] http://www.christopherreeve.org/site/c.lqLPIXOAKnF/b.4636669/k.7703/Lesi243n_d_el_plexo_braquial.htm
- [32] http://www.ubpn.org/?option=com_content&view=article&id=106&Itemid=91
- [33] <http://www.neurocirugia.com/diagnostico/lesionplexobraquial/lesionplexobraquial.htm>