

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE
ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR PARA EL
ENTRENAMIENTO Y FORTALECIMIENTO DE FIBRAS
MUSCULARES

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

Aarón Marcial Apéstegui Arriola

ASESOR: Eduardo Toledo Ponce

Lima, Diciembre del 2013

INDICE

INTRODUCCIÓN.....	4
CAPÍTULO 1. PROBLEMÁTICA SOBRE LA APLICACIÓN DE LA ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR EN EL DEPORTE PERUANO	
1.1. Problemática.....	6
1.2. Justificación.....	9
1.3. Objetivos.....	10
1.3.1. Objetivo General.....	10
1.3.2. Objetivos Específicos.....	10
1.4. Alcances.....	11
CAPÍTULO 2: CONCEPTOS TEÓRICOS Y METODOLOGÍAS DEL DISPOSITIVO DE ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR	
2.1. Marco teórico.....	12
2.1.1. Fisiología neuromuscular.....	12
2.1.1.1. Sistema nervioso.....	12
2.1.1.1.1. Sistema nervioso central.....	13
2.1.1.1.2. Sistema nervioso periférico.....	13
2.1.1.1.3. La neurona.....	13
2.1.1.1.4. Potencial de acción.....	14
2.1.1.2. Sistema muscular.....	15
2.1.1.2.1. Fibras musculares rápidas y lentas.....	17
2.1.1.2.2. Fibras musculares lisas y estriadas.....	17
2.1.1.2.3. Unidad motora.....	18
2.1.1.2.4. Mecanismo de la contracción muscular.....	19
2.1.1.2.5. Tipos de contracción muscular.....	21
2.1.2. Señal de electroestimulación muscular (EMS).....	22
2.1.2.1. Ley fundamental de la electroestimulación.....	22
2.1.2.2. Características del impulso óptimo.....	23
2.1.2.2.1. Forma de la corriente.....	23
2.1.2.2.2. Forma de compensación del impulso.....	24
2.1.3. Tratamiento de electroestimulación.....	24
2.1.3.1. Frecuencia del impulso.....	25
2.1.3.2. Tiempo de contracción.....	26
2.1.3.3. Tiempo de reposo.....	26
2.1.3.4. Repeticiones.....	27

2.1.4.	Electrodos para EMS.....	27
2.1.4.1	Electrodos de aguja.....	28
2.1.4.2	Electrodos superficiales.....	28
2.1.5	Posicionamiento de los electrodos.....	29
2.2.	Metodologías.....	30
2.2.1.	Métodos para el diseño de señal EMS.....	31
2.2.1.1.	Metodología 1: Estimulador eléctrico terapéutico.....	31
2.2.1.2.	Metodología 2: Diseño e implementación de un electro estimulador programable.....	32
2.2.1.3.	Metodología 3: Desarrollo de un estimulador para la evocación del reflejo de Hoffman.....	33
2.2.2.	Metodología para amplificación de la señal.....	35
2.2.2.1.	Fuente de corriente controlada por voltaje.....	35
2.2.2.2.	Fuente de corriente de alta impedancia.....	36
2.2.3.	Aplicación de la Norma IEC 60601-1.....	37
CAPÍTULO 3: DISEÑO DEL EQUIPO DE ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR		
3.1.	Diagrama de bloques del equipo.....	42
3.2.	Diagrama de visualización de señales por etapa de diseño.....	43
3.3.	Desarrollo de los bloques.....	44
3.3.1.	Fuentes de alimentación.....	44
3.3.2.	Circuito de conformación de la señal EMS.....	51
3.3.3.	Circuito de acondicionamiento.....	60
3.3.4.	Circuito de amplificación de la señal EMS.....	61
3.3.5.	Selección de electrodos.....	63
3.3.6.	Diseño del chasis.....	64
CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS.....		
4.1.	Pruebas del equipo de electroestimulación.....	68
4.1.1.	Prueba de la fuente de alimentación.....	68
4.1.2.	Prueba de la conformación de la señal.....	70
4.1.3.	Pruebas de las etapas de acondicionamiento y amplificación de la señal.....	71
4.1.4.	Pruebas sobre la norma IEC 60601-1.....	73
4.2.	Resultados.....	76
CONCLUSIONES.....		83
RECOMENDACIONES.....		84
BIBLIOGRAFÍA.....		85

INTRODUCCIÓN

La electroestimulación muscular es una técnica que consiste en la aplicación de impulsos eléctricos, mediante el uso de corriente eléctrica controlada, para la provocación de una contracción muscular. [1] La finalidad de inducir estas contracciones tiene propósitos terapéuticos, de rehabilitación, estéticos, de entrenamiento y mejora de rendimiento físico. [2] El dispositivo utilizado para lograr lo mencionado anteriormente es llamado electroestimulador muscular, el cual debe tener la capacidad de emular las señales eléctricas emitidas naturalmente desde el cerebro para el movimiento de las fibras musculares. [1]

El uso de la electricidad con fines de estimulación data de miles de años atrás, desde las antiguas civilizaciones como la egipcia, griega y romana; se tienen pruebas del uso del pez lobo y torpedo como métodos curativos de los dolores de cabeza. Tal es la influencia de estos primeros experimentos que durante la Edad Media e inicios de la Edad Moderna se corroboran y se ponen en práctica frecuentemente. [3], [4] No es hasta fines del siglo XVIII e inicios del siglo XIX, con los estudios de los físicos italianos, Luigi Galvani y Alessandro Volta, se presentan los primeros indicios del uso de la corriente eléctrica para la contracción muscular. Durante los años posteriores se han introducido al campo una serie de nombres, tales como; Faraday (Inglaterra), Helmholtz (Alemania), Lapique y Weiss (Francia), quienes sentaron las primeras leyes y bases de la electroestimulación actual. [5] Otro personaje relevante en el tema es Duchenne de Boulogne, médico e investigador francés, quien logró por primera vez la estimulación transcutánea por medio de electrodos, lo que significa que el estímulo ocurre desde la superficie de la piel penetrando los tejidos sin la necesidad de realizar incisiones. [6] Además, se encuentra el científico ruso Yakov Kots, quien introdujo la electroestimulación en el deporte probando que puede brindar grandes beneficios, como que un atleta podía aumentar en un 35% su fuerza en tan sólo unas pocas semanas de entrenamiento. [7], [8]

En la actualidad, uno de los fines dados y más requeridos para un equipo de electroestimulación muscular es en el entrenamiento físico; tanto para atletas de alto rendimiento competitivo, como para las personas regulares que buscan mejoras de sus capacidades físicas. Existen muchos estudios que avalan y verifican la mejoría que brinda el uso de un electroestimulador como complemento de una rutina diaria de ejercicios voluntarios (no sustituye el entrenamiento) en diferentes características del usuario como la flexibilidad, resistencia, fuerza y potencia; por ejemplo se encuentra el artículo de investigación: "The effects of neuromuscular electrical stimulation training

on abdominal strength, endurance, and selected anthropometric measures” realizado en la Universidad de Wisconsin-La Crosse, Estados Unidos. [9] Se encuentra también el estudio de la Universidad de Cádiz: “La electroestimulación como complemento al entrenamiento isométrico voluntario en la mejora de la fuerza isométrica máxima. Diferencias entre hombres y mujeres de mediana edad”; que investiga acerca de las bondades de la electroestimulación en sujetos de similar biotipo. [10]

Sin embargo, en el Perú, el conocimiento de la electroestimulación para la tonificación muscular es bastante reducido; el común de las personas sólo conoce de estos dispositivos por anuncios publicitarios que venden un producto costoso, que no posee las mínimas características de seguridad y no brindan ninguna confiabilidad.

De carácter más preocupante es su conocimiento en el deporte nacional. La Dirección Nacional de Servicios Biomédicos (DINASEB), ente supeditado al Instituto Peruano del Deporte (IPD); cuenta con equipos biomédicos de electroestimulación muscular en las áreas de Rehabilitación y Fisioterapia para tratamientos sólo de atletas seleccionados que llegan desde las distintas federaciones nacionales a ser atendidos. No obstante, el uso que se les da a dichos equipos es simplemente para tratar traumas y dolores musculares. A pesar de que algunos de los equipos sí cuentan con los programas de entrenamiento y tonificación, estos no son usados pues no se les da la confiabilidad necesaria; y además por tratarse de equipos de tamaño y peso moderado y alto costo, no es posible tenerlos en las áreas de entrenamiento de cada una de las federaciones que lo requieran.

Por ello el objetivo de este trabajo de tesis es el desarrollo de un dispositivo de electroestimulación muscular portátil, ligero y de bajo costo, que permita complementar el entrenamiento físico voluntario y tonifique las fibras musculares.

CAPÍTULO 1. PROBLEMÁTICA SOBRE LA APLICACIÓN DE LA ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR EN EL DEPORTE PERUANO

1.1. Problemática

Como se mencionó anteriormente uno de los principales problemas en el Perú acerca del electroestimulador muscular es que no se tiene mucha difusión y conocimiento acerca de sus diversas aplicaciones; siendo más específico, sobre su uso en la tonificación de fibras musculares. Y siendo la tonificación un tema de íntima relación al deporte en cualquiera de sus diversas categorías: amateur, profesional, alta competitividad, etc.; por qué no vincular al dispositivo de electroestimulación como un complemento del entrenamiento del deportista nacional. Pero para poder involucrarse en el ámbito del deporte peruano, habría primero que entender la realidad de la política deportiva en el país.

El Instituto Peruano del Deporte es el ente rector del Sistema Deportivo Nacional, constituye un Organismo Público Descentralizado con rango ministerial adscrito al Ministerio de Educación, con autonomía técnica, funcional y administrativa para el cumplimiento de sus funciones. Entre sus funciones más importantes se encuentran:

- Formular, planificar y dirigir la política deportiva, recreativa y de educación física.
- Formular y aprobar su presupuesto y plan de inversiones.
- Formular, aprobar y supervisar el Plan Nacional del Deporte. Así como supervisar su cumplimiento.
- Promover la formación y capacitación de deportistas, técnicos, dirigentes, profesionales del deporte y agentes deportivos.
- Suscribir convenios de cooperación técnico-deportivos y económicos a nivel nacional e internacional para el desarrollo del deporte, la recreación y educación física en sus diferentes disciplinas y modalidades, de acuerdo a ley.
- Promover la implementación de infraestructura, accesos y equipos adecuados para la participación deportiva, recreativa y de educación física de personas con discapacidad física y mental.
- Formular y proponer estímulos e incentivos a la inversión de los sectores privado y público por el auspicio y promoción a las actividades físicas, recreativas y deportivas a nivel local, regional y nacional.
- Crear Centros de Alto Rendimiento. [11]

Sin embargo, en la praxis no se lleva a cabo, dejando de lado los aspectos principales de dicha organización y llevando a nuestro deporte actual a ser uno de los menos desarrollados a un nivel internacional. En los siguientes gráficos (figuras 1.1 y 1.2), se puede observar como en los últimos años la participación peruana en eventos deportivos nacionales e internacionales va disminuyendo considerablemente. [12]

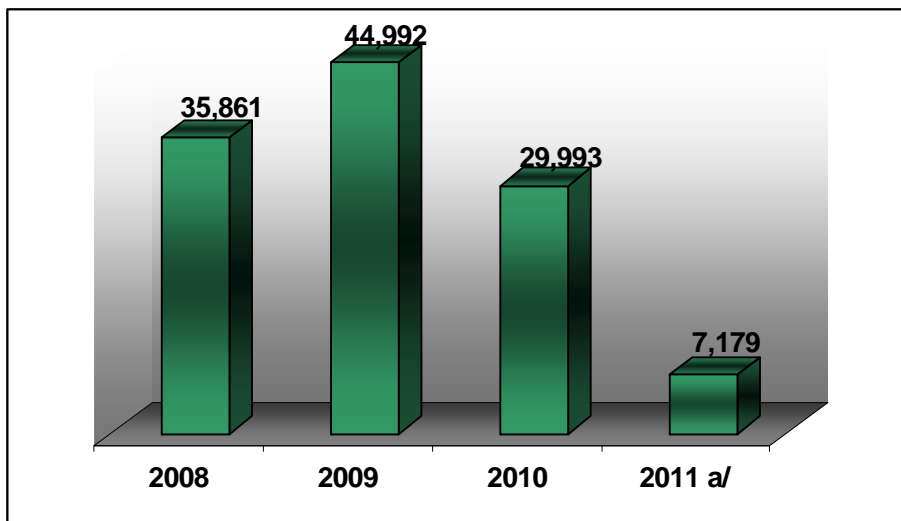


Figura 1.1 Cantidad de participantes en actividades deportivas nacionales, 2008 - 2011
a/ Hasta el 30 de junio del 2011

Fuente: Dirección Nacional de Deporte Afiliados

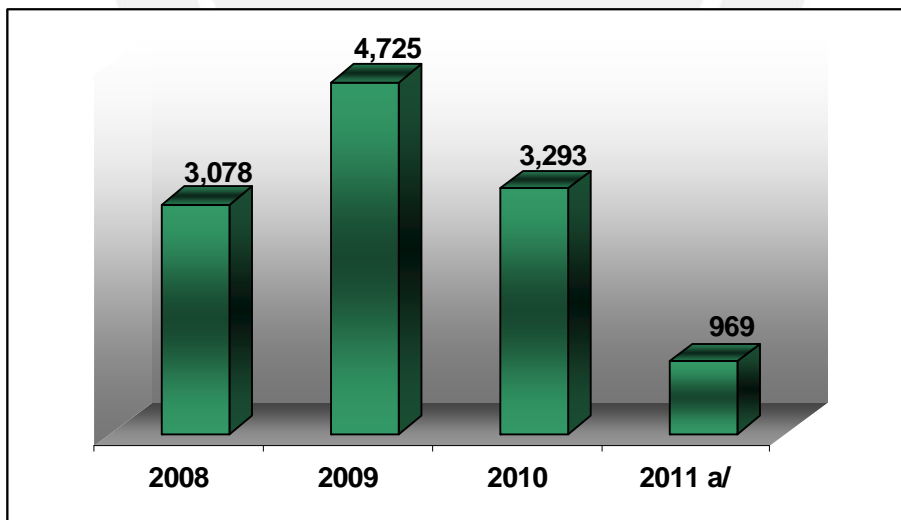


Figura 1.2 Cantidad de participantes en actividades deportivas internacionales,
2008 - 2011

a/ Hasta el 30 de junio del 2011

Fuente: Dirección Nacional de Deporte Afiliados

A pesar de que el IPD es un ente directo del Consejo de Ministros, no recibe el apoyo adecuado para cumplir con los objetivos planteados cada año dentro del plan nacional. Una de las funciones a establecer por el Instituto Peruano del Deporte es el apoyar a las federaciones deportivas nacionales con recursos económicos y supervisar que su uso se adecue al cumplimiento de los fines provistos por la ley, sin embargo el presupuesto anual no llega a alcanzar a todos los deportes por igual.

Es allí donde nace la problemática actual, donde los propios deportistas son quienes deben de conseguir sus recursos de diversas maneras, buscar apoyo y apelar a la buena voluntad de personas o empresas privadas, para poder costear sus rutinas de entrenamiento, los pasajes y la participación en torneos deportivos. [13]

De alguna manera parecería que la creación de la Ley N° 28036, Ley del Deporte del Perú, tampoco ha brindado mayor apoyo en la defensa de los intereses del deportista y el mejoramiento del nivel nacional. Desarrollar el deporte de alta competencia, deporte afiliado y de recreación, en todas sus disciplinas, modalidades, niveles y categorías, proporcionando medios y estímulos para su desarrollo, así como la promoción y desarrollo del área de la investigación, optimizando la aplicación de las ciencias y la tecnología para el desarrollo del deporte, entre otros, la medicina deportiva; son dos de los fines principales, con respecto a la investigación, que se mencionan en la ley y por lo mismo deberían ser cumplidos por toda aquella persona vinculada al deporte peruano. [14]

El tema de la investigación deportiva, tema ligado fuertemente al nivel tecnológico y científico de cualquier país, es bastante alarmante en el Perú; llegando en este caso en particular a que ni el DINASEB le brinda confianza a los equipos de electroestimulación y a los beneficios que pueden otorgar a un atleta en su entrenamiento muscular. A pesar de contar con algunos equipos electroestimuladores, no se realizan las pruebas necesarias en los deportistas para conocer su respuesta al método de entrenamiento, o si existieron mejoras en sus habilidades.

En suma a esto, hay operarios de los dispositivos de estimulación muscular que no conocen en su totalidad el funcionamiento de la máquina y sus programas de potenciación, debido a que no hay una capacitación debida del personal.

Por lo tanto, pareciera que prácticamente no existe una metodología de investigación deportiva, y sin esta es muy poco probable que el deporte nacional se pueda desarrollar a niveles de competencia mundiales.

1.2. Justificación

Dado que en la actualidad en el Perú no se toma en consideración todos los usos aplicativos de un equipo de electroestimulación muscular; aún dentro del ámbito deportivo en el que no se le da mayor cabida para la ejercitación de atletas. El desarrollo de un dispositivo electroestimulador para el fortalecimiento muscular puede presentarse como un gran apoyo para ir elevando de a pocos el nivel del deporte nacional e incluir el entrenamiento como una aplicación más que se le puede dar a los equipos de electroestimulación, y no solamente quedarnos dentro de la fisioterapia y la rehabilitación.

En la siguiente gráfica, se muestran las diferentes áreas de servicios que brinda el DINASEB, así como la cantidad de atenciones que otorga:

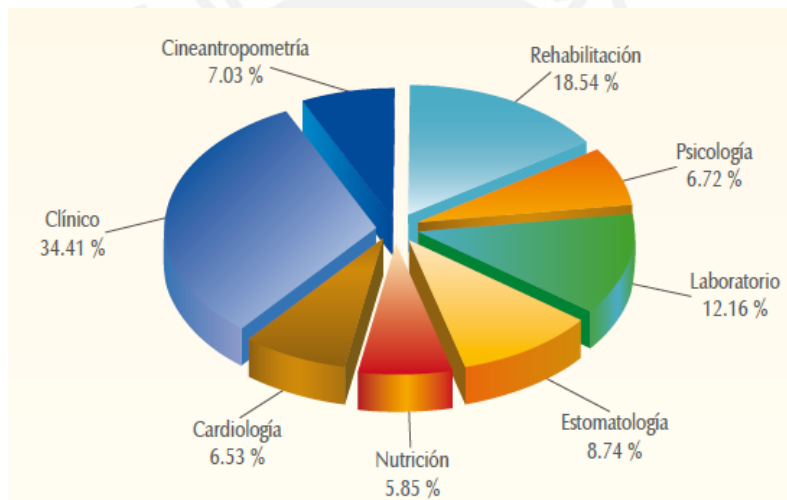


Figura 1.3: Cantidad de atenciones que se brindó a las Federaciones Deportivas y otras entidades deportivas, 2010

Fuente: Instituto Peruano del Deporte - Dirección Nacional de Servicios Biomédicos

Durante el año 2010 se brindaron en total 22,849 atenciones médicas en diferentes servicios, teniendo en segundo lugar la atención de 4,237 deportistas que fueron por servicios de rehabilitación; [15] servicio en el que más se usan los equipos de electroestimulación. Lograr el cambio de estas estadísticas, tal vez incluyendo a la investigación como un servicio más del DINASEB, o insertar el entrenamiento como una preocupación más a tener en cuenta, son motivos suficientes para la elaboración de este trabajo de tesis.

Dentro de la investigación; incentivar el afán de conocer usos de la electroestimulación, que en el país ha sido dejado de lado pero que desde sus primeras introducciones al deporte mundial trajeron gratificaciones para países como Rusia, Alemania, Estados Unidos y demás potencias deportivas que integraron la electroestimulación como una nueva modalidad del incremento de la fuerza muscular. Que se pueda contar con un dispositivo portátil, que se encuentre en áreas de entrenamiento, en gimnasios, etc., para llevar a cabo, con mayor facilidad y comodidad, pruebas y registros en los atletas. Creando seguridad y confiabilidad en el equipo, no sólo por parte de los atletas, cuerpo técnico y médicos; sino que, a partir de ahí se pueda ir masificando a la cultura deportiva peruana.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

El objetivo principal de la tesis es el desarrollo de un equipo de electroestimulación muscular para el entrenamiento y fortalecimiento de fibras musculares.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Diseño y programación del controlador para la conformación de una señal cuadrada bifásica de acuerdo a parámetros como; amplitud de señal, tiempos de contracción y reposo; para diferentes programas de entrenamiento preestablecidos.
- Diseño del sistema de alimentación necesario para las distintas etapas que constituyen el dispositivo.
- Selección de electrodos a usar y diseño de la etapa de amplificación de potencia, que permitan transmitir los impulsos eléctricos con los niveles adecuados al paciente.
- Diseño y creación de un interfaz de usuario, que permita y facilite el uso del equipo para la selección de los programas de entrenamiento.
- Diseño y fabricación de la carcasa del dispositivo con características: portátil, pequeño, maniobrable.
- Análisis del dispositivo mediante la norma IEC 60601-1, para su verificación de seguridad eléctrica.

1.4. Alcances

El dispositivo de electroestimulación a desarrollar en este trabajo de tesis presentará las siguientes características generales:

- Contará con 4 canales de salida, 8 electrodos.
- Posibilitará el entrenamiento físico mediante distintos programas preestablecidos, los cuales serán generados mediante parámetros correspondientes al tipo de trabajo de entrenamiento muscular que se desea alcanzar.
- Existirá la posibilidad de seleccionar un programa de entrenamiento para uno, dos o cuatro canales. Esto permitirá que el usuario entrene distintos músculos del cuerpo o incluso, aprovechando la simetría del cuerpo, estimular pares de músculos para un trabajo más completo.
- La señal EMS, será una onda cuadrada bifásica completamente compensada; llegando hasta amplitudes de corriente aproximados a 100 mA y un rango de frecuencias entre los 40 y 140 Hz, frecuencias delimitadas para el entrenamiento muscular.
- Contará con una pantalla LCD y pulsadores, que constituyen la interfaz de usuario, para la selección de los programas de estimulación.
- El equipo será verificado mediante la norma de seguridad 60601-1: "Equipos médicos eléctricos. Parte 1: Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial". Será sometido a pruebas como: prueba de consumo de corriente, medición de las corrientes de fuga a tierra, del chasis y cable paciente, medición de la resistencia interna del equipo, entre otras.
- El equipo de electroestimulación muscular desarrollado no será sometido a pruebas clínicas.

CAPÍTULO 2: CONCEPTOS TEÓRICOS Y METODOLOGÍAS DEL DISPOSITIVO DE ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR

2.1 Marco teórico

2.1.1 Fisiología neuromuscular

Un dispositivo de electroestimulación muscular debe tener la capacidad de emular las señales eléctricas emitidas naturalmente desde el cerebro, a través del sistema nervioso y las neuronas, para luego provocar una contracción muscular. Por ello que, para un mayor conocimiento del funcionamiento de los órganos que involucran la contracción muscular, se describen a continuación los sistemas nervioso y muscular del organismo humano.

2.1.1.1 Sistema Nervioso

Es el regulador de todas las funciones del organismo. Su unidad estructural funcional es la neurona, una clase de célula tan especializada que ha perdido la facultad de reproducirse. Su propiedad principal es la excitabilidad, o capacidad de responder a cualquier modificación del ambiente mediante un impulso eléctrico transmisible denominado estímulo. Las neuronas se conectan unas con otras mediante una unión llamada sinapsis, en la que una sustancia química, la acetilcolina, transmite los impulsos. Se divide en sistema nervioso central y sistema nervioso periférico. [16]

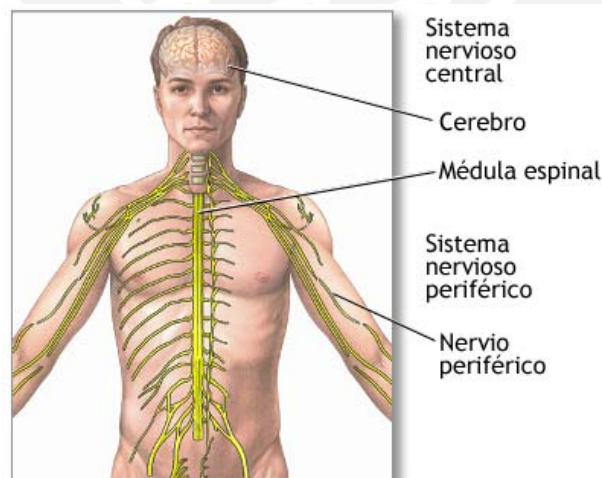


Figura 2.1 División del sistema nervioso

Fuente: URL:<http://fisiologiajmv-hilda.blogspot.com/2011/02/unidad-iv-sistema-nervioso.html>

2.1.1.1.1. Sistema nervioso central

Está conformado por el encéfalo (cerebro, cerebelo y tronco del encéfalo) y la médula espinal. En él residen todas las funciones superiores del ser humano, tanto las cognitivas como las emocionales. Se encuentra protegido en la parte superior, del encéfalo, por el cráneo y en la parte inferior, de la médula espinal, por la columna vertebral. [16]

2.1.1.1.2. Sistema nervioso periférico

Integrado por nervios y ganglios. Los nervios, según sus funciones se clasifican en: nervios motores, especializados en los músculos estriados, lisos y del corazón; y nervios sensoriales, que aportan los estímulos de la sensibilidad de la piel o del interior del organismo. La mayoría de los nervios del organismo son mixtos, es decir, con un componente sensorial y otro motor. Los ganglios nerviosos se sitúan en el trayecto de los nervios sensoriales y están compuestos por células y fibras nerviosas. [16]

2.1.1.1.3. La neurona

Es la unidad básica del sistema nervioso, una célula especializada que transmite mensajes o impulsos nerviosos a otras neuronas, glándulas y músculos. Del cuerpo celular, salen unas proyecciones denominadas dendritas, que reciben los impulsos nerviosos de las neuronas adyacentes. El axón es un tubo estrecho que se extiende desde el soma y que transmite estos mensajes a otras neuronas. Las neuronas pueden ser de 3 tipos: Las neuronas sensoriales transmiten los impulsos recibidos por los receptores al sistema nervioso central; los receptores son células especializadas que se encuentran en los órganos sensoriales, los músculos, la piel y las articulaciones, los que detectan los cambios físicos o químicos y traducen estos hechos en impulsos que viajan a lo largo de las neuronas sensoriales. Las neuronas motoras generan señales originadas en el cerebro o la médula espinal que van a los músculos y a las glándulas. Las interneuronas reciben las señales de las neuronas sensoriales y envían los impulsos a otras o a las neuronas motoras. [17]

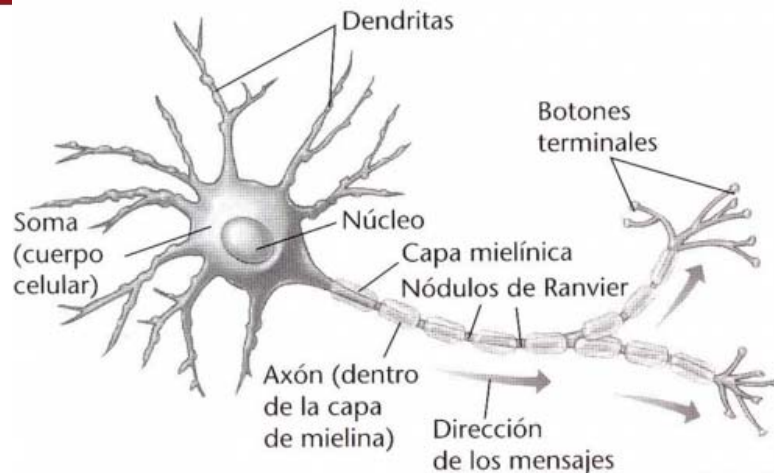


Figura 2.2 La neurona y sus partes

Fuente: *Bases biológicas del ser humano* [17]

2.1.1.1.4. Potenciales de acción

Las señales nerviosas se transmiten mediante potenciales de acción que son cambios rápidos que del potencial eléctrico de la membrana que se extienden rápidamente a lo largo de la membrana de fibra nerviosa. Cada potencial de acción comienza con un cambio súbito desde el potencial de membrana negativo en reposo normal hasta un potencial positivo, terminando con un cambio casi igual de rápido de nuevo a un potencial negativo. Para conducir una señal nerviosa el potencial de acción se desplaza a lo largo de la fibra nerviosa hasta que llega al extremo de la misma. Dicho proceso tiene una duración de unas pocas diezmilésimas de segundo. [18]

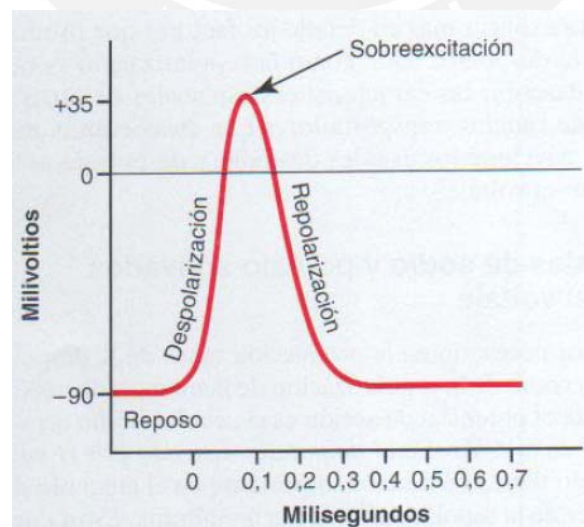


Figura 2.3 Potencial de acción típico

Fuente: *Tratado de Fisiología Médica*

Las fases de un potencial de acción son las siguientes:

Fase de reposo: Potencial de membrana antes de ocurrir el potencial de acción. Existe en la membrana -90mV .

Fase de despolarización: La membrana se vuelve permeable a los iones de sodio, que se encuentran cargados positivamente, y se difunden al interior del axón e incrementan el potencial en dirección positiva.

Fase de repolarización: Los canales de sodio, presentes en la membrana, empiezan a cerrarse mientras que los canales de potasio se van abriendo más de lo normal. De esta manera, la salida de iones de potasio al exterior de la membrana restablece el potencial de membrana en reposo negativo normal. [18]

2.1.1.2 Sistema muscular

Constituido por todos los músculos que conforman el cuerpo humano; su estructura está formada por numerosas células que constituyen el tejido muscular que reciben el nombre de fibras musculares. Se trata de células muy diferenciadas; su intensa especialización funcional ha obligado a ello. Son de forma muy alargada, de ahí que sean denominadas fibras.

En los músculos las fibras musculares están agrupadas en pequeños haces, que a su vez se agrupan entre sí formando haces de mayor tamaño. La agrupación de estos últimos forma el músculo. [20]

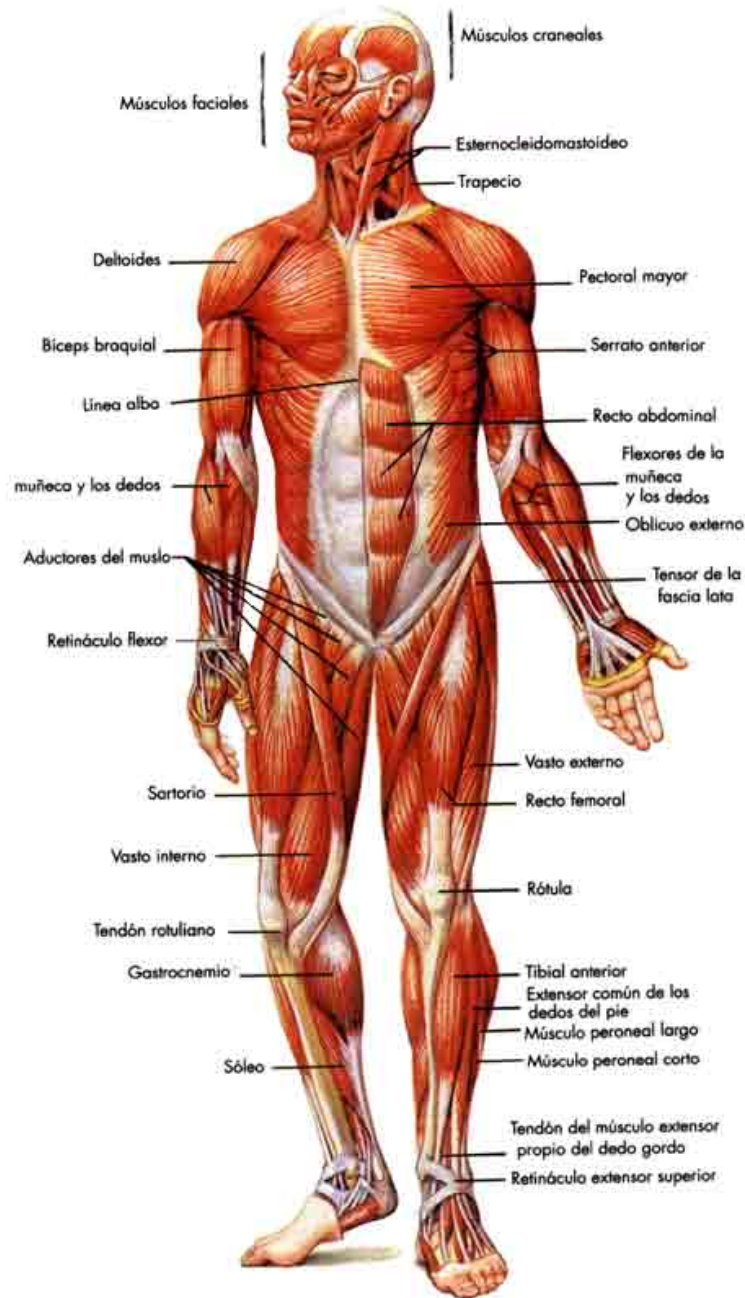


Figura 2.4 Diagrama del sistema muscular (vista frontal)

Fuente: URL:<http://www.araucaria2000.cl/smuscular/smuscular.htm>

Las fibras musculares pueden tener 2 clasificaciones: fibras musculares rápidas y lentas; o también fibras musculares lisas y estriadas.

2.1.1.2.1. Fibras musculares rápidas y fibras musculares lentas

Las fibras musculares rápidas son llamadas así pues su contracción se da rápidamente, proporcionando la capacidad de realizar acciones más potentes. Este tipo de fibra posee un diámetro de aproximadamente el doble si se les compara con las fibras lentas. Las enzimas que se encargan de la liberación de energía necesaria para la contracción, son dos a tres veces más activas que las fibras lentas, permitiendo alcanzar la máxima potencia durante periodos breves de tiempo. [18]

Por otro lado, las fibras musculares lentas realizan contracciones lentamente, de ahí su nombre. Están diseñadas fundamentalmente para la resistencia. Contienen considerablemente más mioglobina, proteína que ayuda a aumentar la velocidad de difusión de oxígeno en la fibra. Además el número de capilares es mayor en las proximidades de las fibras de acción lenta, que en las de acción rápida. Estas características ayudan a desarrollar una fuerza muscular prolongada durante varios minutos, hasta horas. [18]

2.1.1.2.2. Fibras musculares lisas y fibras musculares estriadas

Las fibras musculares lisas constituyen los músculos involuntarios o de la vida vegetativa. Estos músculos están controlados por el sistema nervioso vegetativo, por lo que no pueden contraerse voluntariamente. Son de esta naturaleza los músculos que encontramos en todas las vísceras: tubo digestivo, útero, vías urinarias, bronquios, etc. [20]

En cambio, las fibras musculares estriadas forman los músculos voluntarios o de la vida de relación. Su contracción puede efectuarse bajo el mandato de la voluntad del sujeto: por ejemplo, la musculatura esquelética (que se inserta al esqueleto), musculatura de la cara, etc. La musculatura estriada forma una gran parte del cuerpo humano; se calcula que en un sujeto de unos 70 kilogramos de peso, su musculatura estriada alcanza unos 30 kilogramos, casi la mitad de su peso total. [20]



Figura 2.5 Tipos de fibras musculares: lisa y estriada.

Fuente: URL: <http://www.araucaria2000.cl/smuscular/smuscular.htm>

2.1.1.2.3. Unidad motora

Al conjunto formado por una neurona motora y las fibras musculares que inerva se le llama unidad motora (U. M.). El número de fibras que forman parte de la unidad motora es muy variable y depende del tipo de músculo, en músculos que ejercen poca fuerza y requieren movimientos muy precisos como los del rostro o de los dedos, el número de fibras de la U.M. es muy pequeño incluso de una sola fibra inervada por la neurona motora, en otros músculos más grandes, que ejercen más fuerza y menor precisión el número de fibras de la U.M aumenta, pudiendo llegar hasta las 1500 fibras. [19]

A continuación se muestran las características principales de la unidad motora:

- Todas las fibras de la U.M. son homogéneas en cuanto a propiedades histoquímicas, contráctiles y metabólicas.
- Las fibras de una misma unidad motora raramente están situadas una junto a otras, sino que se distribuyen ampliamente a lo ancho de áreas del músculo; por lo que cada U.M. comparte un área del músculo con otras.
- Las diferencias básicas entre U.M depende de las propiedades contráctiles de sus fibras.
- Contracción siguiendo la “Ley del todo o nada”. Cuando una neurona envía un influjo nervioso, todas las fibras musculares pertenecientes a esa U.M se

contraen, permaneciendo las restantes en reposo. Es decir, el músculo puede desarrollar distintos grados de tensión, no a costa de la contracción parcial de todas sus fibras, sino por la contracción completa de un número variable de fibras. [20]

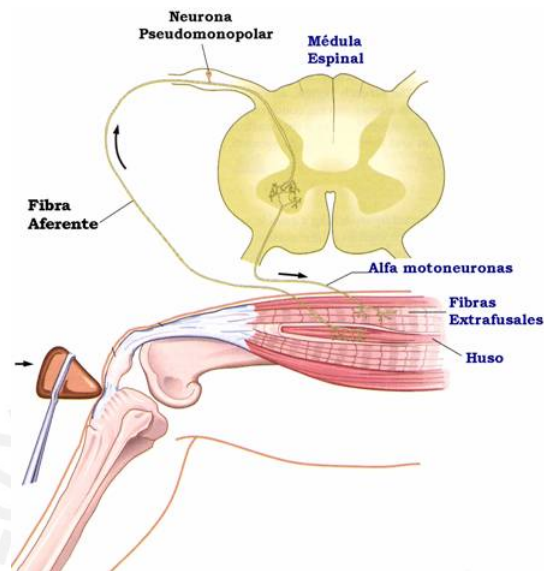


Figura 2.6 Unidad Motora.

Fuente: URL: http://www.med.ufro.cl/Recursos/neuroanatomia/archivos/13_sistematizacion_archivos/Page387.htm

2.1.1.2.4. Mecanismo de la contracción muscular

El inicio y la ejecución de la contracción muscular se producen en las siguientes etapas secuenciales: [18]

- Un potencial de acción viaja a lo largo de una fibra motora hasta sus terminales sobre las fibras musculares.

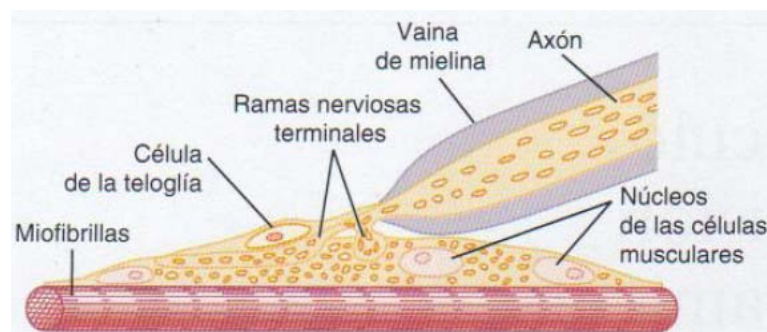


Figura 2.7 Terminal nervioso en una miofibrilla muscular

Fuente: Tratado de Fisiología Médica

- En cada terminal, el nervio secreta una pequeña cantidad de la sustancia neurotransmisora acetilcolina. La acetilcolina actúa en una zona local de la membrana de la fibra muscular para abrir múltiples canales a través de células proteicas que flotan en la membrana.
- La apertura de los canales activados por acetilcolina permite que grandes cantidades de iones de sodio se difundan hacia el interior de la membrana de la fibra muscular. Esto inicia un potencial de acción en la membrana.

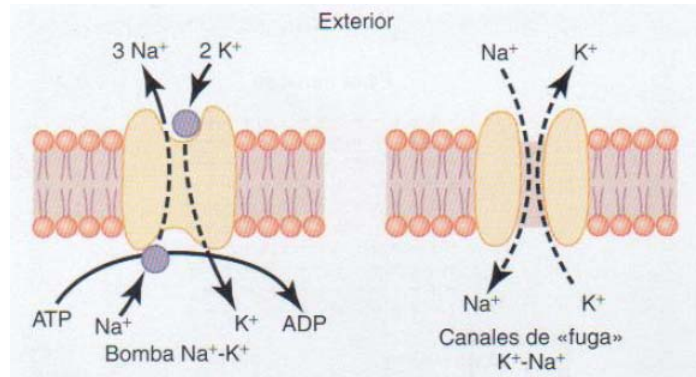


Figura 2.8 Proceso de entrada y salida de los iones de la membrana

Fuente: Tratado de Fisiología Médica

- El potencial de acción viaja a lo largo de la membrana de la fibra muscular de la misma manera que los potenciales de acción viajan a lo largo de las membranas de las fibras nerviosas. [18]
- El potencial despolariza la membrana muscular, y buena parte de la electricidad fluye a través del centro de la fibra muscular, donde hace que el retículo sarcoplásmico libere grandes cantidades de iones calcio que se han almacenado en el interior de este retículo.

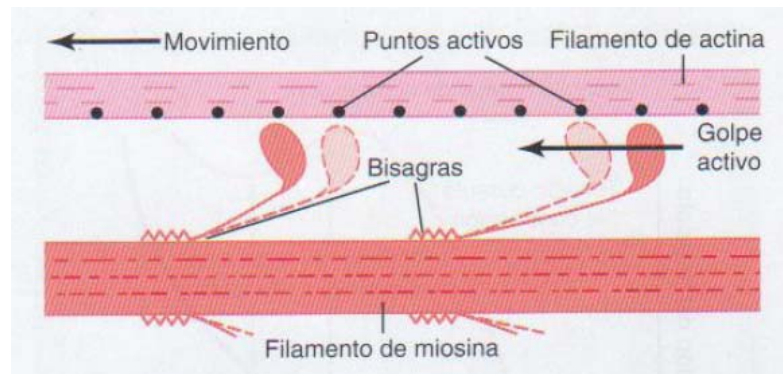


Figura 2.9 Mecanismo "cremallera" de la contracción muscular

Fuente: Tratado de Fisiología Médica

- Los iones calcio inician fuerzas de atracción entre los filamentos de actina y miosina, haciendo que se deslicen unos sobre otros en sentido longitudinal (“cremallera”), lo que constituye el proceso contráctil.
- Después de una fracción de segundo los iones calcio son bombeados de nuevo hacia el retículo sarcoplásmico por una bomba de Ca^{++} de la membrana y permanecen almacenados en el retículo hasta que llega un nuevo potencial de acción muscular; esta retirada de los iones calcio desde las miofibrillas hace que cese la contracción muscular. [18]

2.1.1.2.5. Tipos de contracción muscular

A. Contracción muscular isométrica: Se dice que la contracción es isométrica cuando el músculo no se acorta durante la contracción muscular; es decir, no existe manifestación externa del movimiento; ya que la tensión que el músculo desarrolla es igual o inferior a la resistencia que se le opone. Las contracciones isométricas tienen lugar cuando el músculo ejerce fuerza contra un peso u objeto inamovible. La tensión del músculo ira aumentando hasta alcanzar su valor máximo. [19]

B. Contracción muscular isotónica: Tipo de contracción en el que la fibra muscular, además de contraerse, modifica su longitud. En este tipo de contracción la tensión permanecerá constante durante toda la contracción, mientras que exteriormente el músculo se acorta o alarga visiblemente. La tensión desarrollada por el músculo corresponde exactamente a la magnitud de la carga. Puede ser:

- Contracción isotónica concéntrica: Durante la contracción se produce un acortamiento de la longitud del músculo, una aceleración y se realiza un trabajo positivo. Así mismo se desarrolla mayor energía.
- Contracción isotónica excéntrica: Durante la contracción aumenta la longitud del músculo, éste se alarga, produciendo un frenado del movimiento y un trabajo por tanto negativo. [19]

C. Contracción muscular auxotónica: Son contracciones mixtas en las que durante el acortamiento del músculo se producen simultáneamente una contracción isotónica y una contracción isométrica. Al avanzar el proceso de contracción se acentúa más la parte isométrica; por ejemplo: el trabajo con gomas extensoras o movimiento de tensar un arco. [19]

2.1.2. Señal de electroestimulación muscular (EMS)

La primera pregunta que surge sobre la señal de electroestimulación es la elección del tipo de corriente estimulante. Debe de usarse un solo tipo de corriente capaz de reducir el potencial de reposo hasta el valor umbral y que sea la más cómoda para el deportista. Es decir, los parámetros eléctricos de dicha corriente deben ser mínimos en intensidad, energía y duración, por lo que se necesitará encontrar las características de la corriente óptima y conocer la ley fundamental a la que debe responder.

2.1.2.1. Ley fundamental de la electroestimulación

El fisiólogo francés Weiss realizó numerosas experiencias que llevaron a constatar que para obtener una estimulación no es tanto la forma de la corriente lo que importa, sino la cantidad de corriente en un tiempo determinado, deduciendo que existe una relación lineal entre la cantidad de carga necesaria para alcanzar el umbral de estimulación y la duración de la aplicación de corriente: $Q = I \times t$, donde Q es la cantidad de corriente necesaria para alcanzar el umbral de estimulación, I es el nivel de corriente y t el tiempo de aplicación. [21]

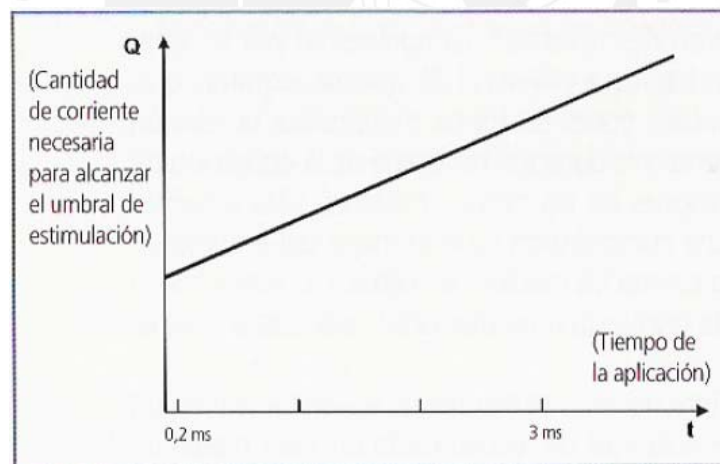


Figura 2.10 Relación lineal entre la cantidad de corriente y el tiempo de aplicación.

Fuente: *La electroestimulación: entrenamiento y periodización.*

Lapicque, otro electrofisiólogo, postuló una fórmula matemática más amplia, desarrollando así la fórmula fundamental de la electroestimulación: $I = (Q/t) + i$; donde i es el valor mínimo de corriente, aplicado en un tiempo infinito, para producir una contracción.

Lapicque postula que, aunque la aplicación de corriente sea infinita, se necesita un mínimo de intensidad para provocar una estimulación, a la que llamo reobase. Además le da el nombre de cronaxia a la duración mínima, durante la cual hace falta aplicar una corriente en que la intensidad sea el doble que el de la reobase, para poder excitar un tejido. [21]

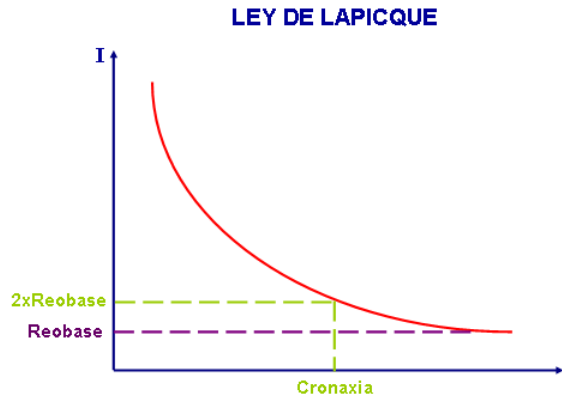


Figura 2.11 Ley de Lapicque.

Fuente: La electroestimulación: entrenamiento y periodización.

2.1.2.2. Características del impulso óptimo

2.1.2.2.1. Forma de la corriente

La principal consideración que se tiene en cuenta para elegir la forma del impulso que desencadene la estimulación, es la de minimizar la energía eléctrica, es decir, usar el menor tiempo e intensidad posible para conseguir una mayor superficie de excitación.

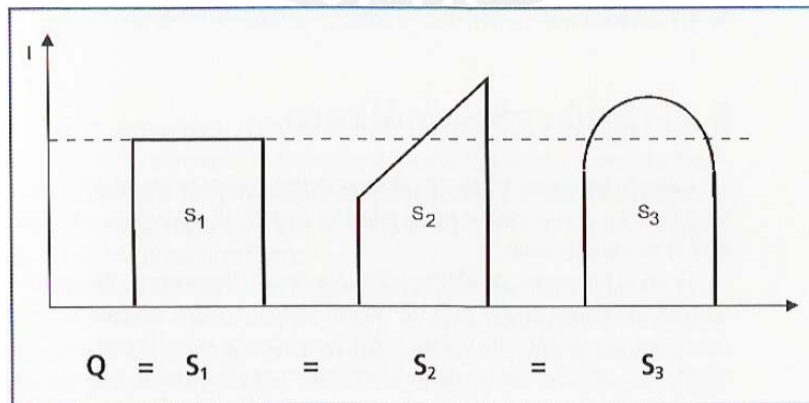


Figura 2.12 Diferentes formas de señal de electroestimulación.

Fuente: La electroestimulación: entrenamiento y periodización.

Como $Q = I \times t$, el rectángulo S_1 (de la figura 2.12), claramente es la forma de impulso capaz de aportar la cantidad de cargas eléctricas con el mínimo de intensidad. Con impulsos de forma distinta a S_1 , hace falta para aportar la misma cantidad de cargas eléctricas, y sería necesario utilizar intensidades más elevadas que son menos cómodas para el paciente. [21]

2.1.2.2. Forma de compensación del impulso

Para lograr una correcta estimulación siempre es necesario enviar más de un impulso y si estos no son compensados se generará una polarización, esto puede provocar en la piel quemaduras y dolor. Para compensar el impulso se deberá enviar un impulso negativo del mismo valor que el positivo haciendo que la media eléctrica sea nula.

La fuerza de la contracción muscular es más grande, cuando la corriente está compensada por un rectángulo que por cualquier otra forma. Por eso, si se usa un rectángulo para compensar la señal, se obtendrá mayor eficacia, es decir, para una misma intensidad eléctrica, se reclutará un mayor número de fibras musculares. [21]

Por lo tanto, la mejor forma de conseguir una estimulación cómoda y eficaz es trabajar con la forma del impulso que se ve en la figura 2.13.

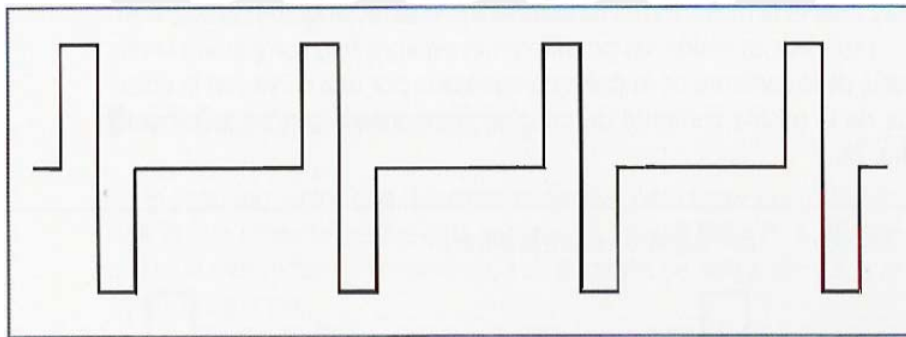


Figura 2.13 Forma de la señal óptima para EMS.

Fuente: La electroestimulación: entrenamiento y periodización.

2.1.3. Tratamiento de electroestimulación

Los diferentes tipos de fibras musculares ofrecen distintas respuestas a los impulsos eléctricos. Teniendo en cuenta esto, se deben conocer algunos parámetros para determinar el tipo de tratamiento de electroestimulación que se desea. [21]

2.1.3.1. Frecuencia del impulso

Es el número de veces que se repite el impulso en un segundo, se expresa en hertz (Hz). Cuanto más elevada sea la frecuencia, mayores serán la fuerza y la potencia. Tradicionalmente, se habla de tres tipos fibras que trabajan a los siguientes rangos de frecuencias: [21]

Fibras lentas: Su tetanización empieza a partir de 10 Hz y alcanza el máximo a los 33 Hz. Se debe tener en claro que siempre se estimula tanto la fibra rápida como la lenta, pero la frecuencia determina cual de ellas trabaja. Más allá de esta frecuencia, la fibra lenta no proporcionará ni más fuerza, ni más trabajo.

Fibras mixtas: Su tetanización inicia a los 20 Hz y finaliza a los 50 Hz, frecuencias que se utilizan en programas para mejorar la resistencia.

Fibras rápidas: Su tetanización empieza a los 33 Hz y acaba a los 66 Hz. Sin embargo, hay que recalcar que estos valores son las de una persona sedentaria; en deportistas se utilizan frecuencias más elevadas. Se debe tener en cuenta que con frecuencias altas, se alcanza la fuerza máxima en menor tiempo.

A continuación, se muestra la tabla 1 con los efectos de un entrenamiento para diferentes rangos de frecuencias:

Frecuencias (Hz)	Efectos
1 a 10	Relajación, aumento del riego sanguíneo y de la segregación de endorfinas
10 a 20	Mejora de la resistencia aeróbica muscular (capacidad oxidativa del músculo)
20 a 50	Mejora del tono muscular, de la definición muscular y de la firmeza muscular (efectos estéticos y primeras fases de la rehabilitación)
40 a 70	Mejora de las capacidades lácticas del músculo y aumento del volumen muscular
70 a 120	Mejora de la fuerza máxima
90 a 150	Mejora de la fuerza explosiva, elástica y reactiva

Tabla 1: Frecuencia del impulso y sus efectos.

Fuente: La electroestimulación: entrenamiento y periodización.

Por lo tanto, cuanto mayor es la frecuencia, mayor será: la fuerza desarrollada, la velocidad de contracción, la cantidad de trabajo, la potencia máxima, la fatiga muscular y la tetanización. [21]

2.1.3.2. Tiempo de contracción

El tiempo de contracción se relaciona con la frecuencia del impulso, cuanto más alta, menor será la duración de la contracción ya que las fibras trabajadas se fatigarán con mayor rapidez. En cambio, cuando se utilicen frecuencias bajas, se podrá mantener este tiempo de contracción, ya que se estarán trabajando fibras lentas, que tienen la capacidad de mantener la contracción muscular durante más tiempo. [21]

En la tabla 2 se resume los tiempos de contracción según las frecuencias utilizadas.

Frecuencias (Hz)	Tiempos de contracción medios (s)	Tiempos de contracción ideales (s)
100 a 150	1 a 5	3
70 a 100	2 a 6	4
30 a 70	5 a 8	8
10 a 30	7 a 10	8

Tabla 2: Tiempos de contracción según la frecuencia del impulso.

Fuente: La electroestimulación: entrenamiento y periodización.

Si se utilizan frecuencias muy elevadas (entre los 120 y 150 Hz), hay que reducir el tiempo de la contracción, pues se corre el riesgo de producir una fatiga eléctrica y de entrenar sin obtener resultado alguno. [21]

2.1.3.3. Tiempo de reposo

Luego de realizado el tratamiento, se producirá un tiempo reposo, que debe tener en cuenta la frecuencia que se ha usado y los tiempos de contracción para permitir un descanso y luego poder realizar la siguiente sesión de entrenamiento. [21]

En la tabla 3 se muestran los tiempos de descanso ideales para cada tipo de entrenamiento.

Tipos de entrenamiento	Tiempos de reposo (s)
Fuerza y fuerza explosiva	15 a 35
Fuerza resistencia	4 a 8
Resistencia aeróbica	2 a 5

Tabla 3: Tiempos de reposo según el entrenamiento.

Fuente: La electroestimulación: entrenamiento y periodización.

2.1.3.4. Repeticiones

Para medir la cantidad de trabajo que se debe realizar, se debe tener en cuenta las repeticiones. Los parámetros anteriores determinan la naturaleza del trabajo, es decir, la calidad de este. Pero es necesario determinar, cuantas repeticiones se harán con ese programa de estimulación, que tendrá determinada frecuencia, un tiempo de contracción y uno de reposo concreto.

En la tabla 4, se exponen el número de repeticiones para tipos de entrenamientos. [21]

Tipo de entrenamiento	Repeticiones medias	Repeticiones óptimas	Tiempo aproximado (min)
Fuerza explosiva	20 a 40	30	15 a 20
Fuerza máxima	30 a 50	40	15 a 25
Fuerza resistencia	60 a 100	70	12 a 20
Resistencia aeróbica	200 a 300	220	35 a 45

Tabla 4: Número de repeticiones según el entrenamiento.

Fuente: La electroestimulación: entrenamiento y periodización.

2.1.4. Electrodo para EMS

La bioelectricidad es un fenómeno natural que ocurre debido a que los organismos vivos están compuestos de iones positivos y negativos en distintas cantidades y concentraciones. En el cuerpo, corrientes son producidas por el movimiento de iones mientras que en un alambre son producidas por el movimiento de electrones. Diferentes potenciales eléctricos ocurren cuando la concentración de iones es distinta entre dos puntos. [22]

Un electrodo es usado para detectar potenciales de origen biológico o transmitir energía eléctrica como en el caso de los electroestimuladores. La sensibilidad del paciente al

paso de la corriente cambia dependiendo del grado de humedad en la piel, la temperatura, el tipo de piel, duración del paso de la corriente, de la superficie de contacto y de la presión de contacto, por esto, es importante determinar el tamaño y tipo de electrodos dependiendo de la zona del cuerpo a tratar y del tipo de paciente. [23]

2.1.4.1. Electrodo de aguja

Se tratan de agujas subdérmicas que se insertan por debajo de la superficie de la piel y paralelamente a ella. Consisten únicamente en hilos metálicos finos y aislados, de tal manera que sus puntas al descubierto estén en contacto con terminaciones nerviosas, fibras musculares o cualquier otro tejido sobre el que se va a realizar la medida. El resto del hilo conductor está recubierto de material aislante para evitar cualquier artefacto. Los hilos se implantan quirúrgicamente, con ayuda de una aguja hipodérmica que luego se extrae. Los electrodos de aguja o de hilo parecen tener menores impedancias que los de superficie y, por tanto, presentan menor número de artefactos por movimiento. [24]



Figura 2.14 Electrodo de aguja

Fuente: URL:<http://www.quirumed.com/es/Catalogo/articulo/48632>

2.1.4.2. Electrodo superficiales

Son colocados en la superficie corporal, es decir sobre la piel; presentan gran variedad de tamaños y formas. Para la electroestimulación por lo general se utilizan los electrodos autoadheribles que contienen un gel electrolítico que sirve como interfaz entre la piel y el electrodo disminuyendo la impedancia entre estos, permitiendo una mayor conducción. [23]

Actualmente los electrodos más utilizados son los flotantes, que se basan en el tradicional electrodo de placa. En ellos, el contacto entre la piel y el metal nunca es directo, sino que se realiza siempre a través del gel o pasta electrolítica conductora, que forma el puente de electrolito. La ventaja de esta aplicación es eliminar cualquier contacto directo entre piel y metal, con lo que se elimina cualquier artefacto del movimiento, que enmascararía el registro. También se utilizan los electrodos de caucho, estos son más utilizados porque son más durables, no requieren gel, sólo se necesita mojarlos con agua y para colocarlos se utilizan bandas sujetadoras. [24]

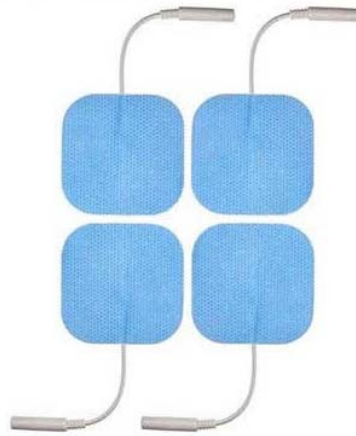


Figura 2.15 Electrodo de superficie autoadheribles

Fuente: URL:<http://healiohealth.com/tek9.asp?pg=products&specific=jnpsdpr0>

2.1.5. Posicionamiento de electrodos

Conocer el correcto posicionamiento de los electrodos en la piel, es un factor muy importante para la eficacia del tratamiento de estimulación. El lugar idóneo para la colocación de los electrodos debe ser en los puntos motores de los músculos. Estos son puntos del músculo donde la mínima introducción de corriente eléctrica provoca una contracción perceptible de las fibras del músculo, debido a que son zonas donde los nervios periféricos afloran más cercanos a la superficie corporal. [25]

Para efectos de esta tesis, se trabajará en base a algunos grupos principales de músculos, entre los cuales se pueden mencionar; los cuádriceps y los gemelos, en cuanto a las extremidades inferiores; y los bíceps y tríceps, en cuanto a las extremidades superiores.

En las figuras 2.16 y 2.17 se muestran las ubicaciones correctas en las cuales habrá que posicionar los electrodos para los grupos de músculos antes mencionados.

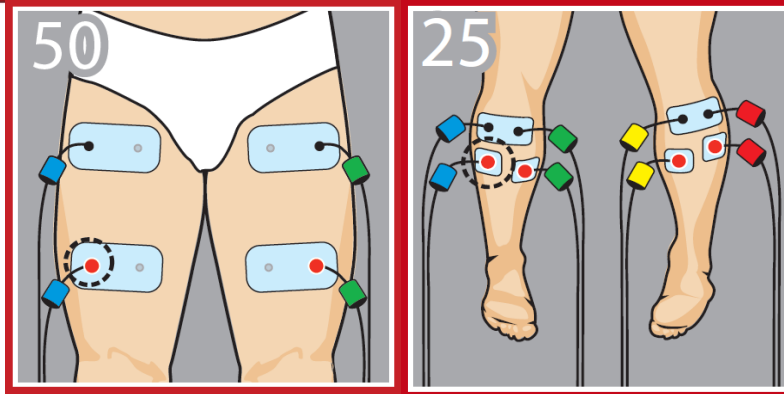


Figura 2.16 Posicionamiento de electrodos para músculos: cuádriceps y gemelos

Fuente: Manual de uso equipo COMPEX Energy [26]

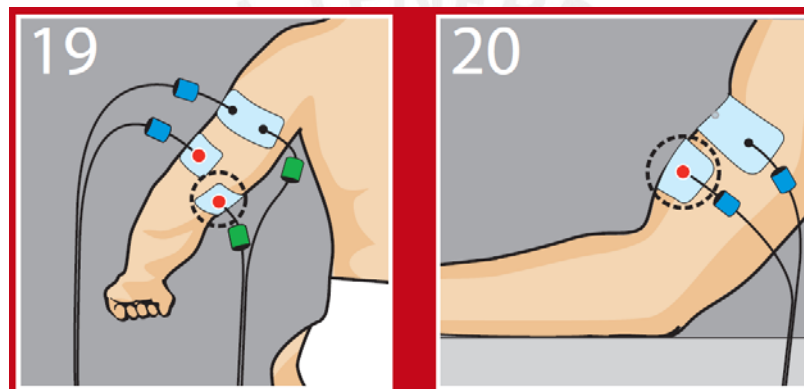


Figura 2.17 Posicionamiento de electrodos para músculos: bíceps y tríceps

Fuente: Manual de uso equipo COMPEX Energy [26]

Cabe resaltar que para el entrenamiento mediante electroestimulación se debe trabajar en isometría sobre los músculos, de manera tal que se impide el acortamiento del músculo durante la contracción y se ofrece una resistencia máxima al movimiento. [25]

2.2 Metodologías

Para el desarrollo de la presente tesis, es necesario detallar las metodologías que ayudarán al diseño e implementación del equipo EMS. Por ello, se toma en consideración las siguientes etapas: etapa de conformación de la señal EMS, la etapa de amplificación de la señal y la corroboración de la norma de seguridad.

2.2.1. Métodos para el diseño de señal EMS

Para obtener la señal deseada para la electroestimulación muscular, se presentan como opciones para el posterior diseño del equipo, las siguientes 3 metodologías; todas ellas basadas en el uso de un microcontrolador, como componente principal.

2.2.1.1. Metodología 1: Estimulador eléctrico terapéutico

En la figura 2.18 se muestra el diagrama en bloques funcional del equipo desarrollado. A continuación aparece una breve explicación dicho diagrama. [27]

La unidad de control central está constituida esencialmente por un microcontrolador. Tiene a su cargo las tareas de atención a la sección de interfaz de usuario, la configuración de los generadores de formas de onda, del control de intensidad y el conteo del tiempo de los tratamientos.

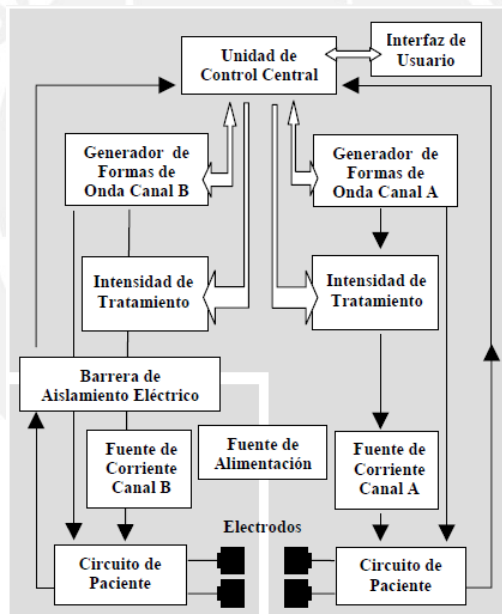


Figura 2.18 Diagrama de bloques funcional, metodología 1.

Fuente: Estimulador eléctrico terapéutico [27]

El generador de formas de onda aparece duplicado, existiendo uno por cada canal. Es el encargado de generar los complejos estímulos eléctricos que conforman el grupo de tratamientos. Tiene a su cargo también la comunicación con la unidad de control central y el gobierno del circuito de paciente.

A través de la interfaz de usuario el operador del equipo puede seleccionar, configurar, iniciar y controlar la intensidad de cualquiera de los tratamientos incluidos. Está compuesta por un visualizador alfanumérico de cristal líquido, un teclado matricial con cinco teclas, tres codificadores rotatorios, dos barras de LEDs, un generador de señal acústica y tres LEDs de indicación. Este bloque se encuentra atendido esencialmente por la unidad de control central. [27]

También aparece un bloque de control de intensidad de tratamiento por cada canal. Esta etapa, gobernada directamente por la unidad de control central, permite fijar dinámicamente el nivel de estimulación eléctrica según la dirección del giro del codificador rotatorio de intensidad correspondiente.

El amplificador de potencia de salida en cada canal de estimulación presenta una configuración de fuente de corriente. Esto hace que el valor de intensidad de corriente eléctrica de estimulación se mantenga constante a pesar de que ocurran cambios en la impedancia de la piel del paciente. Estos cambios pueden tener como posible causa el tipo de piel, grado de resequedad y de sudoración, entre otros factores. [27]

2.2.1.2. Metodología 2: Diseño e implementación de un electroestimulador programable

El sistema elaborado necesita 5 componentes principales: un microcontrolador, una pantalla LCD, teclado matricial, convertidores digital-análogos y un amplificador convertidor de tensión-corriente.

El sistema es gobernado por un programa que se ejecuta en el microcontrolador (SAB80535), haciendo posible la selección de ciertos parámetros de la señal de estimulación; una vez realizada la elección de los parámetros el controlador genera la onda digital, para luego ser convertida en señal analógica y amplificada finalmente en corriente antes de las salidas. [28]

La función del microcontrolador será doble: controla la generación de las ondas de tensión que son enviadas al convertidor de tensión a corriente y a su vez, actúa como interfaz entre el dispositivo y el usuario, mediante la pantalla de cristal líquido y el teclado matricial.

Este teclado, de 16 teclas, se controla un codificador de teclado conectado a 5 líneas del controlador. Los dos DAC usados, fueron de 8 bits y están contenidos en un único circuito integrado (AD7528); cada uno de estos DAC constituye un canal de los dos

que controla el sistema. Estos están conectados a un puerto de 10 bits del microcontrolador, siendo 8 líneas de datos y 2 para el control de cada uno de los DACs. Para la obtención de las 2 salidas en tensión, se utilizan 4 amplificadores operacionales (2 integrados LM833).

Finalmente, se construye la etapa de amplificación y conversión de tensión a corriente, para lo que se propone dos circuitos: el primero mediante amplificadores operacionales (PA88) y un segundo, utilizando transistores MOS de potencia (IRF610); para ambos casos se necesita de convertidores DC-DC que alimenten el amplificador. [28]

2.2.1.3. Metodología 3: Desarrollo de un estimulador para la evocación del reflejo de Hoffman

Las funciones del equipo implementado están representadas en tres bloques (figura 2.19), cuyas especificaciones son: [29]

- Bloque de comando y control: realiza la interfaz con el usuario, configura los parámetros y el modo de estimulación, comanda y controla la generación de los pulsos de estimulación.
- Bloque generador de pulsos: genera los pulsos de estimulación configurados por la etapa de control y comando.
- Bloque acondicionador de salida: adquiere los pulsos de voltajes convirtiéndolos a pulsos de corriente constante de potencia adecuada.

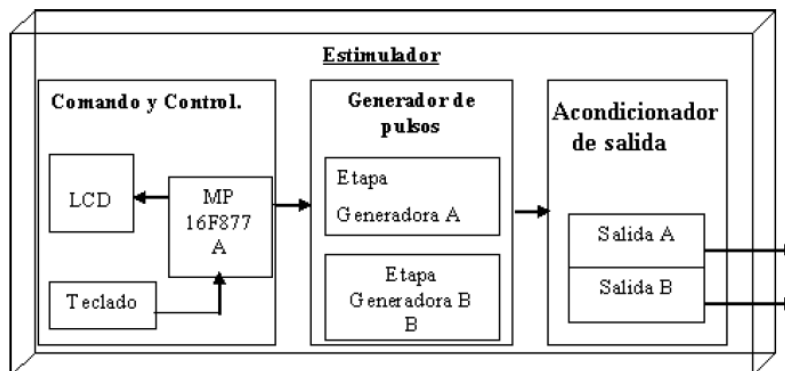


Figura 2.19 Diagrama de bloques del estimulador, metodología 3.

Fuente: Desarrollo de un estimulador para la evocación del reflejo de Hoffman. [29]

A. Comando y control: El núcleo de este bloque está constituido esencialmente por un microcontrolador 16F877A (MCC), el cual genera todas las señales de comando y control. La interfaz con el usuario se realiza mediante un display LCD de veinte caracteres y cuatro líneas, en el cual se visualizan la forma y el modo de estimulación así como todos los parámetros relacionados con la estimulación. [29]

La selección y cambio de los distintos parámetros y modos se realiza mediante un teclado. Cuando se modifica la configuración de estimulación, el MCC transmite los nuevos valores hacia el bloque de generación de pulsos. La transmisión de los datos se realiza utilizando el protocolo I2C y configurando el modulo de transmisión I2C del MCC en maestro a una tasa de transmisión de 100 Kbit/seg. Se envían dos palabras de 8 bits por cada parámetro de estimulación las cuales son recibidas desde el bloque de generación de pulsos para verificar que la transmisión se realizó correctamente.

Mediante una base de tiempo generada por medio de la interrupción de un timer del MCC se controlan los tiempos entre pulsos y la frecuencia de la estimulación. A través de cuatro salidas digitales se envía la orden de comienzo o de finalización de la estimulación al próximo bloque. [29]

B. Generador de pulsos: Este bloque se divide en dos etapas idénticas, etapa generadora A (EGA) y etapa Generadora B (EGB). Cada etapa contiene un microcontrolador 16F819 (MGP), que realiza el comando de la misma. A su vez ambas etapas reciben del bloque de comando y control la siguiente información: [29]

- Modos de estimulación.
- Parámetros de la estimulación: amplitud del pulso, frecuencia de estimulación, tiempo de retardo, tiempo de rutina.
- Comienzo y finalización de la estimulación.

El MGP de cada etapa se encuentra configurado en modo esclavo para el protocolo I2C, y se diferencian la EGA de la EGB por su dirección de transmisión. El comienzo de la estimulación se determina por una entrada digital y la finalización de la misma se realiza por medio de la entrada de una interrupción con prioridad sobre todas las actividades del MGP. [29]

Los pulsos generados por el MGP ingresan a un amplificador inversor de atenuación controlada, el cual está formado por un conversor digital a analógico, DAC0832LCN, y un amplificador operacional de bajo ruido y gran ancho de banda en configuración

inversora. Mediante esta implementación se logra controlar la atenuación en 255 pasos, los cuales son controlados digitalmente por el MGP a través del conversor digital a analógico. El pulso analógico de salida ingresa a un segundo amplificador operacional, que permite realizar una calibración tanto en amplitud como en nivel antes de su ingreso al bloque acondicionador de salida. La EGA y la EGB contienen ambas un multiplexor analógico doble 4 a 1, controlado digitalmente por la etapa de comando y control, los cuales adquieren en sus entradas analógicas las salidas del segundo amplificador de la EGA y EGB. Las dos salidas de cada multiplexor se comunican con el bloque de acondicionamiento de salida como se ilustra en la figura 2.19. [29]

C. Acondicionador de salida: Este bloque está constituido por una fuente de alto voltaje, que eleva la tensión de 12 V a 200 V, y dos fuentes de corriente correspondientes a las salidas A y B del estimulador. El circuito electrónico de las fuentes de corrientes está formado básicamente por seis transistores. [29]

Se pueden distinguir dos ramas, cada una formada por tres transistores. En cada rama dos transistores trabajan como fuente de corriente en configuración emisor común y son los que generan a la salida alta impedancia cuando no se encuentran excitados, mientras que el tercer transistor actúa como controlador de corriente de los otros dos.

Los pulsos de voltajes generados por el bloque generador de pulsos se convierten a pulsos de corrientes, de polaridad positiva y negativa, en función de la entrada de la fuente de corriente seleccionada. [29]

2.2.2. Metodología para amplificación de la señal

Una de las etapas principales para la correcta estimulación es la de brindar los niveles de potencia necesarios a la señal EMS para su aplicación al paciente. A continuación, se presentan 2 metodologías a tener en cuenta para el desarrollo de esta etapa.

2.2.2.1. Fuente de corriente controlada por voltaje

El diseño de esta fuente se basa en un amplificador diferencial INA105, en una configuración como la que se muestra en la figura 2.20. Este amplificador permite enviar a 0 voltios cualquiera de sus 2 entradas, de manera tal que se consiga una señal invertida o no-invertida según se desee. De trabajar con ambas entradas de voltaje, el resultado de la corriente de salida será proporcional a la diferencia de dichos voltajes, de acuerdo a la ecuación indicada en la figura 2.20. [30]

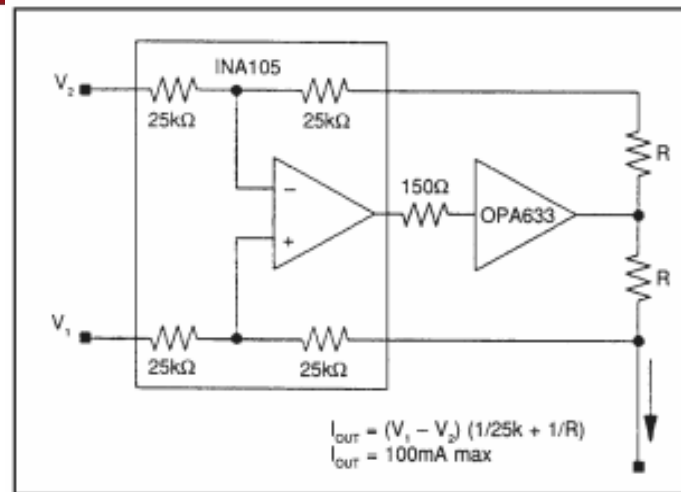


Figura 2.20 Diagrama esquemático fuente de corriente controlada por voltaje

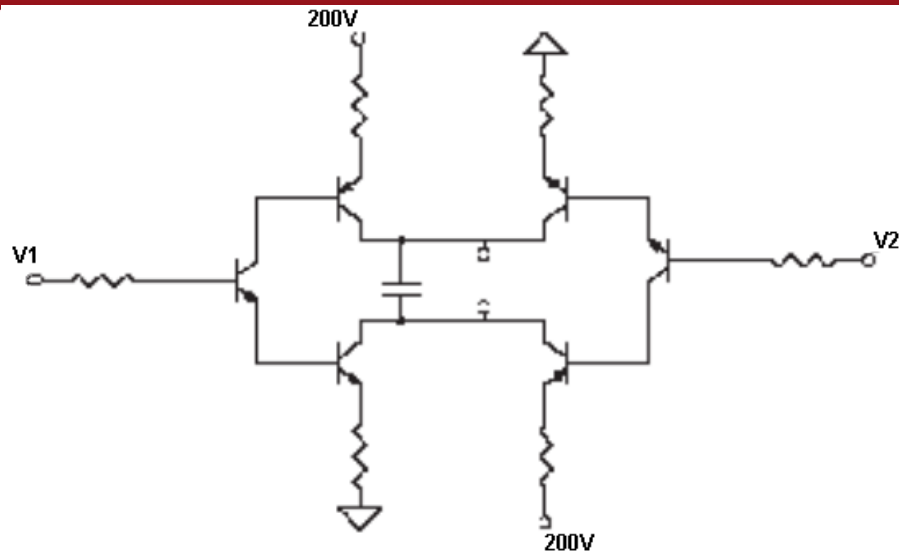
Fuente: *Implementation and applications of current sources and current receivers*

El componente INA105 solo puede suministrar un máximo de 20mA a su salida, por ello que se requiere de un componente adicional; el amplificador de corriente OPA633. [30]

Este opamp es el que permite que se brinde el nivel adecuado de corriente, haciendo posible que la configuración mostrada en la figura 2.20, llegue a un máximo de corriente de +/- 100mA. Esta última característica del OPA633 y el suministro de los voltajes de entrada al INA105 en los tiempos adecuados, posibilitan generar una corriente de salida de polaridad bifásica deseada.

2.2.2.2. Fuente de corriente de alta impedancia

El circuito electrónico desarrollado está formado básicamente por transistores MJE 340 para los tipos NPN y MJE 350 para los PNP, tal como puede observarse en la Figura 2.21. En ella se distinguen dos ramas, cada una formada por tres transistores. En cada rama, trabajan 2 transistores como fuente de corriente en configuración emisor común y son los que generan una la salida en alta impedancia cuando no se encuentran excitados; mientras que el tercer transistor actúa como controlador de corriente de los otros dos. [31]



*Figura 2.21 Diagrama esquemático de la fuente de corriente de alta impedancia
Fuente: Desarrollo de un estimulador para la evocación del reflejo de Hoffman.*

Cuando las dos entradas pasan a cero voltios, la salida pasa a estado de alta impedancia, de esta manera se logra minimizar posibles corrientes de fuga que lleguen hacia los electrodos de estimulación. [31]

Tanto la entrada V1 como la entrada V2 admiten señales de 0 a 5V, provenientes de una etapa de generación de pulsos cuyo valor cubre el rango antes mencionado. Todo el sistema se alimenta con una fuente unipolar de 200 voltios de corriente continua.

De esta manera, cuando la entrada V1 toma un valor entre 0 y 5V y V2 es 0V, se obtiene una corriente de salida positiva y su valor dependerá del valor de V1. En el caso inverso, cuando V2 toma un valor entre 0 y 5V y V1 es 0, la corriente de salida es negativa y proporcional a V2. Esta característica del diseño propuesto permite la generación de pulsos de estimulación bifásicos. [31]

2.2.3. Aplicación de la Norma IEC 60601-1

Para la verificación del dispositivo de electroestimulación muscular mediante la norma IEC 60601-1: "Equipos médicos eléctricos. Parte 1: Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial", se hará uso del equipo Analizador de seguridad eléctrica ESA620 de Fluke Biomedical, con el cual es posible realizar pruebas a un equipo con la norma eléctrica que se desee (IEC 60601-1, EN62353, AN/NZS 3551, IEC61010, VDE 751); para el caso del equipo desarrollado en esta tesis, será sobre la norma IEC 60601-1.



Figura 2.22 Fluke Biomedical ESA620.

Fuente: URL:<http://www.fluke.sk/1324-3304-large/fluke-bm-esa620-tester-bezpecnosti-zdravotnickych-zariadeni.jpg>

El analizador realiza las pruebas siguientes: [32]

- Tensión (de alimentación) de la red principal
- Resistencia de protección a tierra (o de conductor a tierra)
- Corriente del equipo
- Resistencia de aislamiento
- Fugas de la conexión a tierra
- Fugas de la caja (chasis)
- Fugas del paciente (conductor a tierra) y de elementos auxiliares al paciente (conductor a conductor)
- Fugas de la red eléctrica a las piezas aplicadas (aislamiento de conductores)
- Fugas diferenciales
- Fugas directas del equipo
- Fugas directas de las piezas aplicadas
- Fugas del equipo alternativo
- Fugas del paciente y de las piezas aplicadas alternativas
- Fugas de las piezas accesibles
- Tensión de las piezas accesibles
- Fugas, tensión y resistencia de punto a punto
- Formas de onda de simulación y rendimiento del ECG

De las anteriores pruebas disponibles, las más importantes para la aplicación de la norma en el equipo a desarrollar en este trabajo de tesis serán las referentes a las pruebas de corriente de fuga para la norma IEC 60601-1, mostradas en la tabla 5.

IEC60601
Resistencia de tierra de protección
Corriente de fuga de tierra
Corriente de fuga de la caja o por contacto
Corriente de fuga del paciente
Corriente de fuga auxiliar del paciente
Corriente de fuga de la red sobre la pieza aplicada (MAP)

Tabla 5: Nombre de pruebas basadas en la norma seleccionada.

Fuente: Manual de uso ESA620 [32]

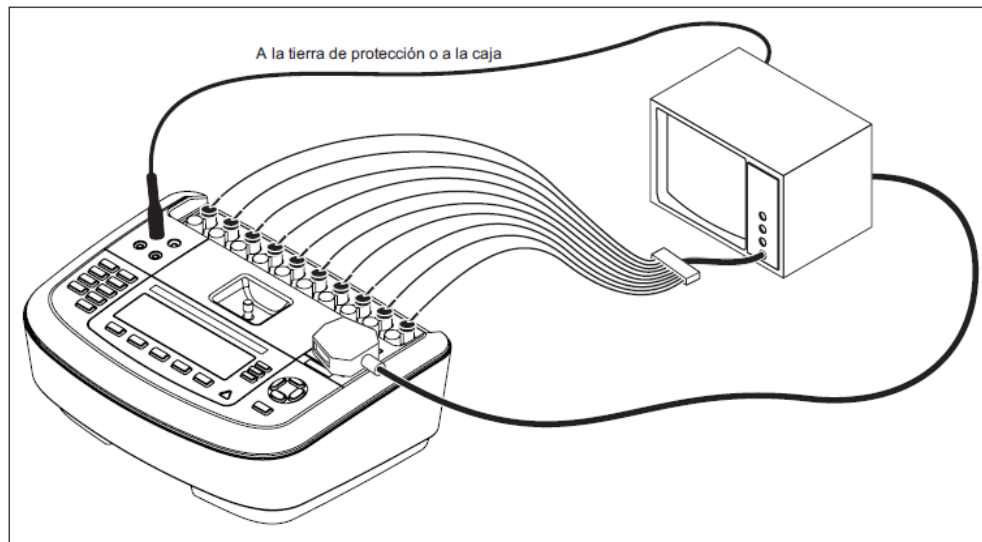


Figura 2.23 Conexiones del dispositivo de prueba al analizador.

Fuente: Manual de uso ESA620 [32]

El analizador mide la corriente de fuga para un número de diferentes configuraciones del dispositivo bajo prueba. Además de las fugas encontradas en el chasis y en la conexión de tierra, el analizador puede medir las fugas en cada pieza aplicada conectada y las combinaciones de las piezas aplicadas conectadas.



Figura 2.24 Menú principal de corrientes de fuga.

Fuente: Manual de uso ESA620 [32]

Los resultados visualizados luego del análisis del equipo indicarán si el equipo ha pasado cada una de las pruebas a las que fue sometido, de acuerdo a la norma que se seleccionó para la verificación. Para la norma IEC 60601-1, los valores alcanzados por el equipo luego de ser sometido a pruebas deberán estar de acuerdo a la tabla 6.

Current in μA

Current	Description	Reference	Measuring Circuit		TYPE B APPLIED PART		TYPE BF APPLIED PART		TYPE CF APPLIED PART	
					NC	SFC	NC	SFC	NC	SFC
PATIENT AUXILIARY CURRENT		8.7.4.8	Figure 19	d.c.	10	50	10	50	10	50
				a.c.	100	500	100	500	10	50
PATIENT LEAKAGE CURRENT	From PATIENT CONNECTION to earth	8.7.4.7 a)	Figure 15	d.c.	10	50	10	50	10	50
				a.c.	100	500	100	500	10	50
	Caused by an external voltage on a SIP/SOP	8.7.4.7 c)	Figure 17	d.c.	10	50	10	50	10	50
				a.c.	100	500	100	500	10	50
Total PATIENT LEAKAGE CURRENT*	With the same types of APPLIED PART connected together	8.7.4.7 a) and 8.7.4.7 h)	Figure 15 and Figure 20	d.c.	50	100	50	100	50	100
				a.c.	500	1 000	500	1 000	50	100
	Caused by an external voltage on a SIP/SOP	8.7.4.7 c) and 8.7.4.7 h)	Figure 17 and Figure 20	d.c.	50	100	50	100	50	100
				a.c.	500	1 000	500	1 000	50	100
Key NC = NORMAL CONDITION SFC = SINGLE FAULT CONDITION NOTE 1 For EARTH LEAKAGE CURRENT see 8.7.3 d). NOTE 2 For TOUCH CURRENT see 8.7.3 c). * Total PATIENT LEAKAGE CURRENT values are only applicable to equipment having multiple APPLIED PARTS. See 8.7.4.7 h). The individual APPLIED PARTS shall comply with the PATIENT LEAKAGE CURRENT values.										

Tabla 6: Valores permitidos para las pruebas de fuga de corriente.

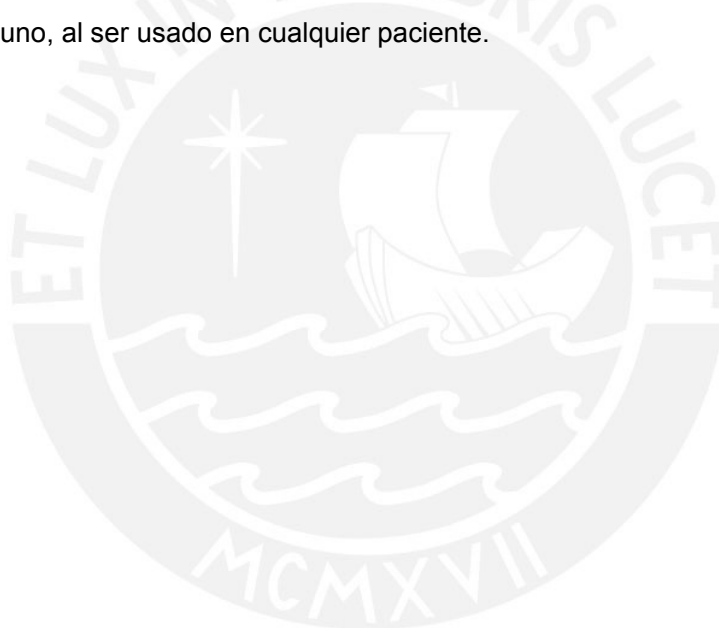
Fuente: IEC 60601-1 [33]

La tabla 6, muestra tres tipos de pruebas de fuga de corriente, corrientes auxiliares al paciente, corrientes de fuga al paciente y corrientes de fuga total, para tres tipos de equipos médicos distintos; con partes aplicadas tipo B, BF y CF.

Los tipos B involucran a equipos que cuyas partes aplicadas por lo general no conducen electricidad y que se encuentran conectados al paciente por periodos de tiempos muy breves. Los equipos tipo BF, sí poseen partes aplicadas que conducen

corrientes directamente al paciente o que su aplicación se da por tiempos de mayor duración; es en esta clasificación que se encuentran los dispositivos de electroestimulación muscular. Y los equipos CF, son la clasificación más estricta, en este caso las partes aplicadas están en contacto directo o muy involucrados con el corazón.

Para cada una de las pruebas mencionadas y según la clasificación de equipos; se espera un valor de corriente de fuga máxima en niveles de corriente alterna y directa. Además, estos valores de corriente varían de acuerdo a, si se ha realizado la prueba al equipo biomédico en condiciones normales (NC) o si ha sido en condiciones de una sola falla (SFC). Si bien los valores de la corriente de fuga (en la tabla 6) para la condición de una sola falla son mayores a los valores en condiciones normales, el resultado esperado es, que aún en falla, se tenga la seguridad de que el equipo no sea de peligro alguno, al ser usado en cualquier paciente.



CAPÍTULO 3: DISEÑO DEL EQUIPO DE ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR

3.1. Diagrama de bloques

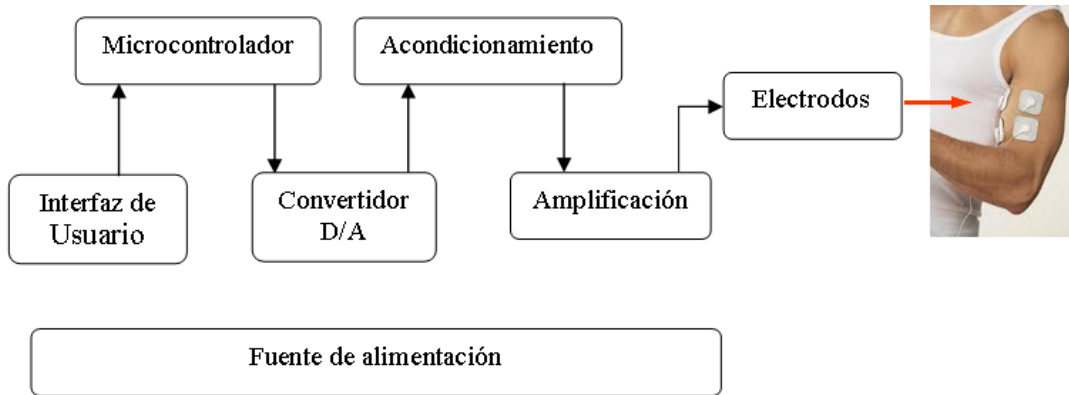


Figura 3.1: Diagrama de bloques del equipo de electroestimulación muscular.

Fuente: Elaboración propia

La figura 3.1 muestra el diagrama de bloques funcional del equipo a desarrollarse en la presente tesis. A continuación se procede a describir brevemente cada uno de los bloques del funcionamiento y su interconexión entre ellos.

Interfaz de usuario: Formado por botones pulsadores y una pantalla LCD. Los botones permitirán la selección del programa de estimulación deseado.

Microcontrolador: Etapa de control del dispositivo. El microcontrolador recibe la información de los valores seleccionados y lo procesa para su transmisión al DAC.

Convertidor D/A: Formado por un DAC en configuración bipolar, el cual convierte la información digital, procedente del microcontrolador, a valores análogos en un rango de -5 a 5 voltios. Esta etapa conforma la señal característica para la electroestimulación muscular.

Acondicionamiento: La señal análoga de doble polaridad conseguida de la etapa anterior de conversión, necesita ser acondicionada para el funcionamiento correcto de la etapa final de amplificación.

Amplificación: En esta última etapa, se da la conversión y amplificación de los niveles de voltaje, ya acondicionados para esta etapa, al rango de corriente controlada que se requiere para la electroestimulación; y su final aplicación a la piel mediante electrodos.

3.2 Diagrama de visualización de señales por etapa de diseño:

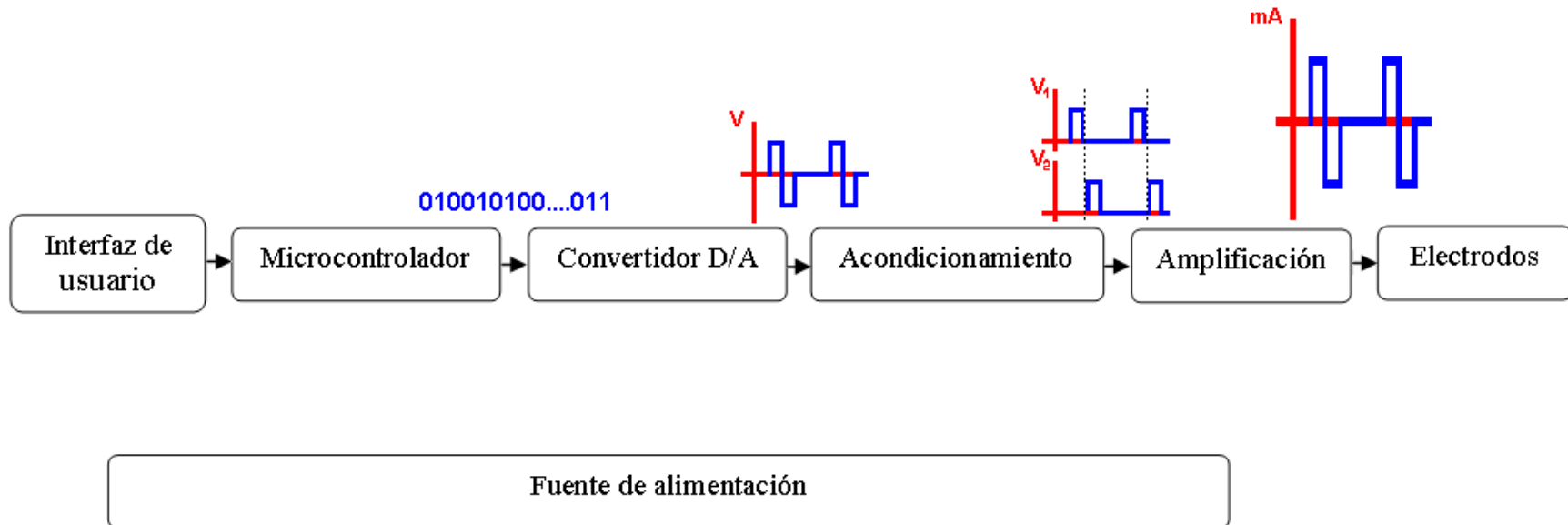


Figura 3.2 Visualización de la modificación de la señal de acuerdo a las distintas etapas del diseño del dispositivo

Fuente: Elaboración propia

3.3. Desarrollo de los bloques

3.3.1. Etapa de alimentación

En esta etapa se desarrollará cada una de las fuentes de alimentación necesarias para el correcto funcionamiento de los bloques mencionados anteriormente. Para ello será necesario obtener +15V, -15V, +5V, -5V y 200V de los circuitos indicados en el diagrama de bloques.

Haciendo uso de un transformador de 220 VAC / 12-0-12 VAC a 2A, que permitirá realizar la conexión de la fuente a la red eléctrica y 2 reguladores lineales se obtendrán los voltajes de +15 y -15 voltios. Los integrados usados serán el LM317 y el LM337, seleccionados de acuerdo a las tablas 7 y 8, respectivamente.

Características	UA7815C	LM317	MC7815ABTG
Costo	S/ 4	S/ 3	S/ 5
Complejidad externa (Cantidad de componentes)	2 Aprox.	5 Aprox.	2 aprox.
Voltaje de alimentación	17.5 – 30 VDC	16.5 -40 VDC	17-35 VDC
Corriente salida	1.5A Máx	2.2A Típica	1A Máx

Tabla 7 Integrados para fuente de voltaje +15V

Fuente: Elaboración propia

Características	LM320	LM337	MC7915C
Costo	S/ 7	S/ 4	S/ 5
Complejidad externa (Cantidad de componentes)	2 Aprox.	5 Aprox.	2 aprox.
Voltaje de alimentación	-35 a -17 VDC	-40 a – 16.5 VDC	-30 a -17.5 VDC
Corriente salida	1.5A Máx	2.2A Típica	1A Máx

Tabla 8 Integrados para fuente de voltaje -15V

Fuente: Elaboración propia

Para ambos casos, de los reguladores lineales de +15V y -15V, fueron escogidos debido a su menor costo y principalmente a que soportan una salida típica de 2.2A, siendo en comparación en esta característica superiores a los otros integrados.

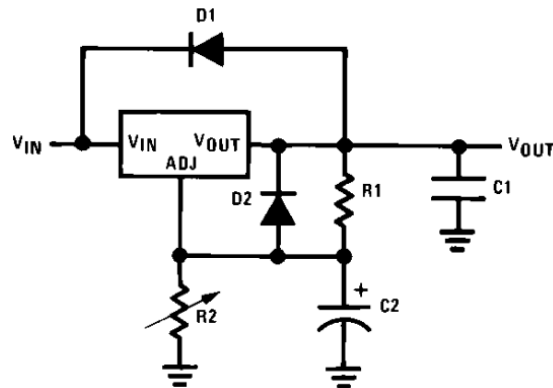


Figura 3.3 Configuración del regulador lineal LM317

Fuente: Hoja de datos del regulador LM317 [34]

De la figura 3.3 se puede observar la configuración típica del integrado LM317; y de la hoja de datos se obtuvo la relación de diseño para la salida de 15 voltios positivos:

$$V_{OUT} = 1.25V \left(1 + \frac{R2}{R1} \right)$$

De donde, para la salida requerida se escogió los valores de $R1=240\Omega$ y $R2=2.7K\Omega$.

Para los condensadores C1 y C2, por recomendación del fabricante se usan capacitores de 1uf y 10uf respectivamente.

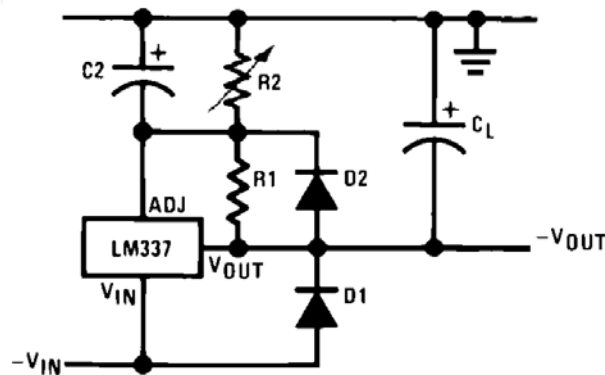


Figura 3.4 Configuración del regulador lineal LM337

Fuente: Hoja de datos del regulador LM337 [35]

De una forma muy similar, se puede realizar el diseño del circuito mostrado en la figura 3.4 para la fuente de -15 voltios; de la hoja de datos del LM337 se encontró la relación para el diseño de este circuito:

$$-V_{OUT} = -1.25V \left(1 + \frac{R2}{R1} \right)$$

Al igual que para el integrado anterior se obtuvieron los mismos valores para las resistencias: R1=240Ω y R2=2.7KΩ. Las consideraciones para los condensadores C1 y C2 son también las mismas que en el regulador LM317.

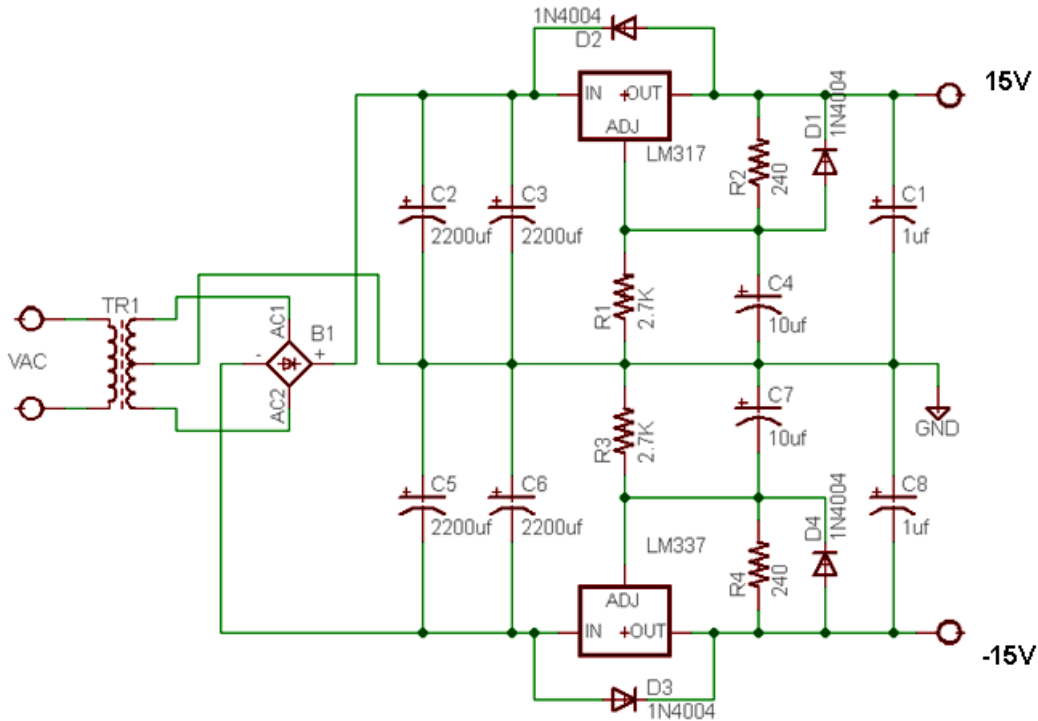


Figura 3.5 Diseño en Eagle de la fuente de alimentación de +15V y -15V

Fuente: Elaboración propia

Para la elección del integrado de la fuente de 5 voltios, con corriente de salida de 1 A y cuyo voltaje de entrada sea de 15 voltios; se tuvo en consideración la tabla 9, en la que se realiza una comparación entre 3 componentes de acuerdo a ciertas características de estos.

Características	LM 2576-5	LM 7805	LM2593HVT-5
Costo	S/5.40	S/1.8	S/ 17.28
Potencia disipada	0.65 W	6W	0.8W
Complejidad externa (Cantidad de componentes)	4 Aprox.	3 Aprox.	7 aprox.
Voltaje de alimentación	4 - 40VDC	7-20 VDC	4.5-60 VDC
Corriente salida	Nominal: 3A Pico: 5.8A	Nominal: 1A Pico: 2.2A	Nominal: 2A Pico: 4A
Protección	Protección térmica Limite de corriente	Temperatura elevada Corto circuito	Protección térmica Limite de corriente

Tabla 9 Integrados para fuente de voltaje +5V

Fuente: Elaboración propia

Debido a su poca potencia disipada en el integrado y principalmente a que es el único que brinda un margen de seguridad, en cuanto a corriente, al diseño del circuito; se eligió el LM 2576-5. Este componente es un regulador switching con voltaje de salida fija a 5 voltios, con la posibilidad de obtener un corriente de salida máxima de 3 A; característica suficiente para el diseño de la fuente.

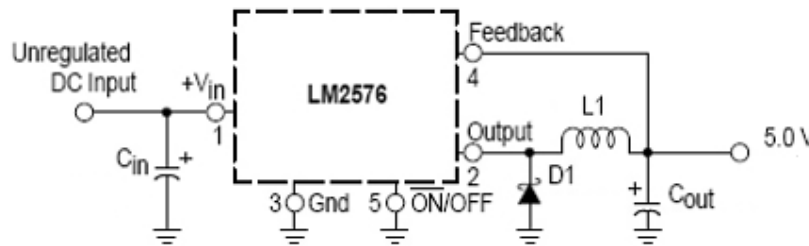


Figura 3.6 Configuración típica del LM2576-5

Fuente: Hoja de datos del regulador switching LM2576-5 [36]

Lo principal para el diseño de esta fuente es definir los voltajes de entrada y salida y el valor de la corriente máxima que se podrá suministrar; el voltaje de entrada será 15V, una salida de 5 V, con una capacidad de entregar 1A de corriente; como ya se mencionó anteriormente.

Para estas consideraciones, de acuerdo a la hoja de datos se eligió una inductancia $L1=220\mu\text{H}$ y de igual forma se escogió los capacitores, $C_{in}=100\mu\text{F}$ y $C_{out}=470\mu\text{F}$. Además, el diodo de protección recomendado en la hoja de datos es el diodo Schottky 1N5820, que soporta hasta 20V y 3 A; parámetros suficientes para la fuente diseñada.

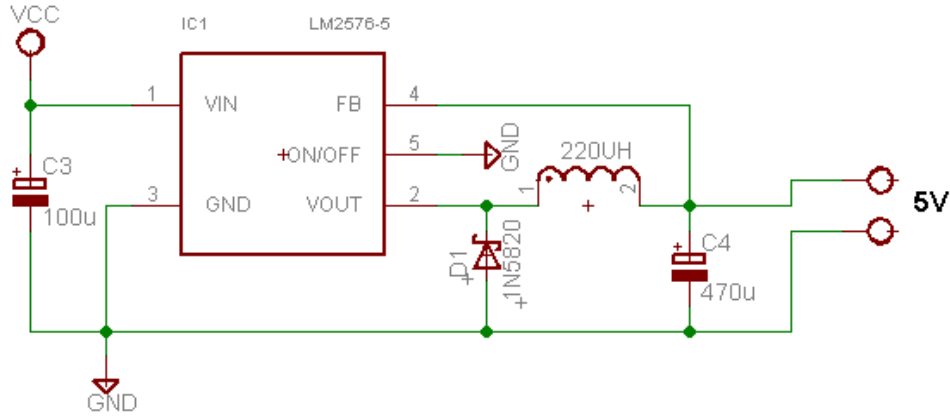


Figura 3.7 Diseño en Eagle de la fuente de alimentación de 5V

Fuente: Elaboración propia

Para el diseño de la última fuente de -5 voltios, con corriente de salida de 0.15 A y cuyo voltaje de entrada sea de 15 voltios; se consideró la tabla 10, en la que se observan algunas características de 3 integrados distintos.

Características	LT1054CDWR	MAX 635	MC34163
Costo	S/3.3	S/20	S/. 4.5
Potencia disipada por el integrado	0.1W	0.05W	0.1 W
Complejidad externa (Cantidad de componentes)	4 Aprox.	4 Aprox.	8 Aprox.
Voltaje de alimentación	3.5-15VDC	2.3-16.5VDC	2.5-40 VDC
Corriente salida	Nominal: 0.1 A Pico: 0.3 A	Nominal: 0.05 A Pico: 0.5 A	Nominal: 2.5 A Pico: 3.4 A
Protección	Temperatura elevada y baja	No se especifica	Protección térmica

Tabla 10 Integrados para fuente de voltaje de -5V

Fuente: Elaboración propia

Por ser el único componente que brindará el nivel de corriente requerida a la salida y debido a su bajo costo en el mercado, se seleccionó el regulador switching MC34163.

En la figura 3.8 se puede ver dicha configuración del integrado, para su diseño se contó con las ecuaciones de la tabla 11.

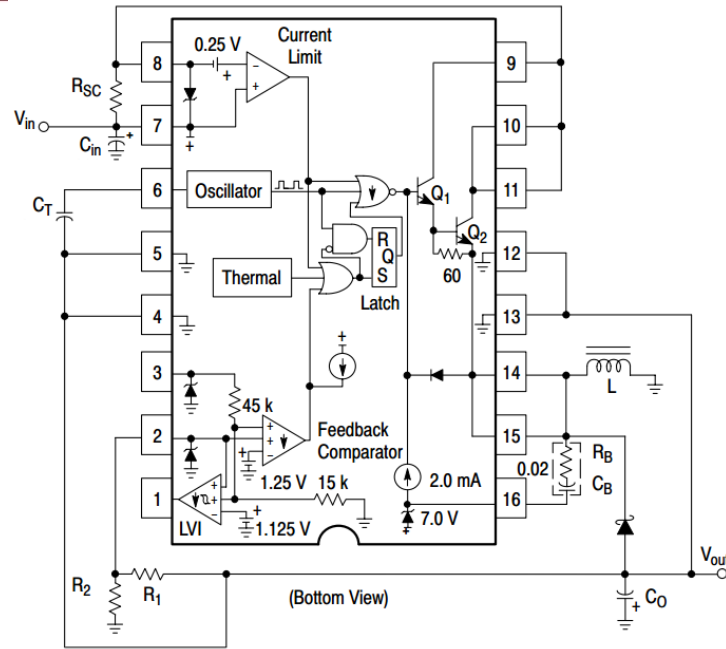


Figura 3.8 Configuración de regulador inversor del integrado MC34163

Fuente: Hoja de datos del regulador switching MC34163 [37]

Calculation	Voltage-Inverting
$\frac{t_{on}}{t_{off}}$	$\frac{ V_{out} + V_F}{V_{in} - V_{sat}}$
t_{on}	$f \left(\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1 \right)$
C_T	$\frac{32.143 \cdot 10^{-6}}{f}$
$I_{L(avg)}$	$I_{out} \left(\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1 \right)$
$I_{pk} \text{ (Switch)}$	$I_{L(avg)} + \frac{\Delta I_L}{2}$
R_{SC}	$\frac{0.25}{I_{pk} \text{ (Switch)}}$
L	$\left(\frac{V_{in} - V_{sat}}{\Delta I_L} \right) t_{on}$
$V_{ripple(pp)}$	$\approx \frac{t_{on} I_{out}}{C_O}$
V_{out}	$V_{ref} \left(\frac{R_2}{R_1} + 1 \right)$

Tabla 11 Ecuaciones de diseño del regulador MC34163

Fuente: Hoja de datos del regulador switching MC34163 [37]

De acuerdo a la tabla 11, se realizaron los cálculos respectivos donde:

- $t_{on} / t_{off} = 0.42857 \text{ seg}$
- $t_{on} = 6 \text{ useg}$
- $C_t = 680 \text{ pf}$
- $I_L \text{ (average)} = 0.1428 \text{ A}$
- $I_{pk} \text{ (switch)} = 0.1563 \text{ A}$
- $R_{sc} = 1.6 \text{ ohms}$
- $L = 100 \text{ uH}$
- $V_{ripple} = 5.3 \text{ mV}$
- $V_{out} = -5 \text{ V}$

De las ecuaciones de la tabla 11 y los cálculos realizados, se seleccionó los valores de las resistencias $R_1=3.3K\Omega$, $R_2=10K\Omega$ para la salida de $-5V$ y $R_{sc}=1.6\Omega$ (resistencia limitadora de corriente). Además, para el valor del condensador temporizador se obtuvo $C_t=680\text{pf}$, y definiendo el valor máximo de voltaje de rizado (V_{ripple}) en la salida se escogió $C_o=380\text{uf}$, para el condensador de salida; mientras que el condensador de entrada, por recomendación del fabricante será $C_{in}=470\text{uf}$. La selección de la bobina se realizó también de las ecuaciones de la tabla 11, de donde se obtendría $L=100\text{uH}$. El diodo de protección usado para esta fuente es el Schottky 1N5820, indicado en hoja de datos, es el mismo componente utilizado en la fuente de $+5$ voltios.

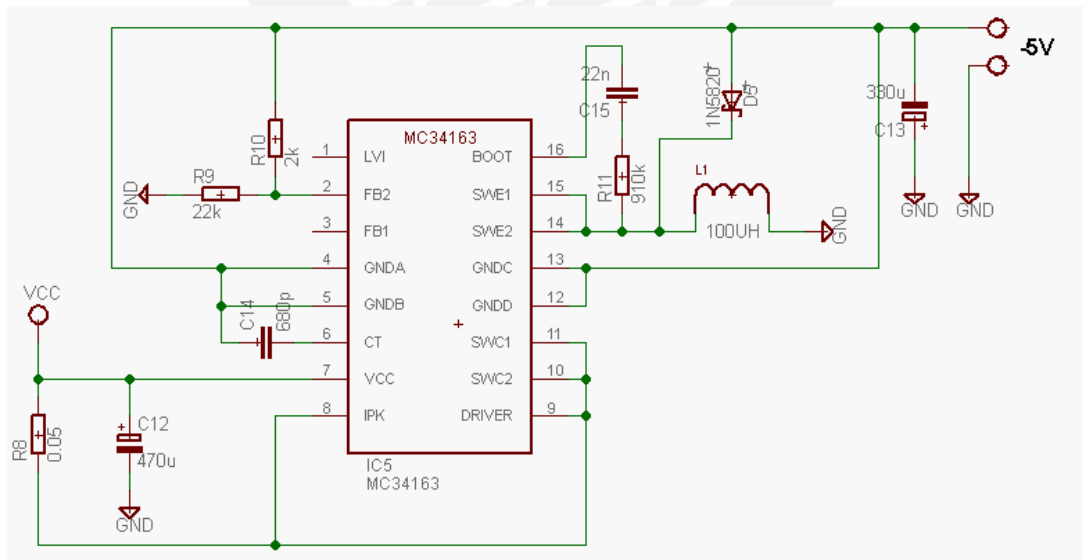


Figura 3.9 Diseño en Eagle de la fuente de alimentación de $-5V$

Fuente: Elaboración propia

Para la alimentación de la etapa de amplificación es necesario obtener un voltaje de 200 voltios. Por ello, para el diseño de dicho fuente se requiere de un transformador de 220 VAC, 1A, con una relación de espiras de 7 a 10; de manera tal que en el secundario del transformador se obtenga un voltaje de 144VAC. Este voltaje luego de pasar por una fase de rectificación brindara un voltaje continuo de 200 V.

En la figura 3.10 se puede ver el diseño de la fuente mencionada anteriormente. Para el cálculo de los valores de las resistencias y condensadores de esta etapa, se tuvo en cuenta la disminución del voltaje de rizado para hacer el voltaje de salida más estable. Entonces, teniendo en cuenta un voltaje de rizado máximo de 2Vpp, se obtuvo que los valores de las resistencias serán igual a 470 Kohms, mientras que el valor de la capacitancia obtenido es de 10 uF.

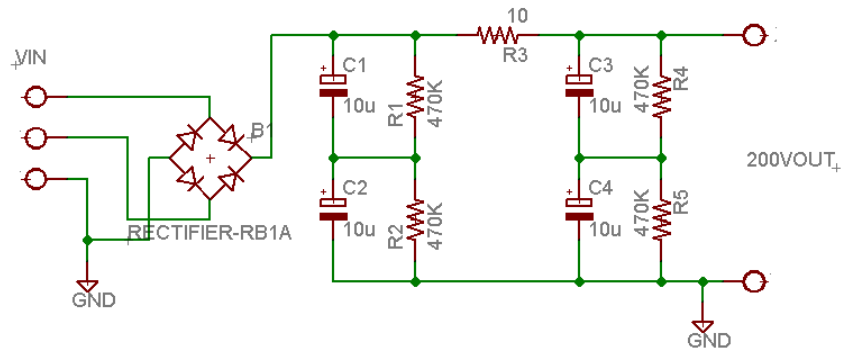


Figura 3.10 Diseño en Eagle de la etapa de conformación de la señal EMS
Fuente: Elaboración propia

3.3.2. Circuito de conformación de la señal EMS

Para la obtención de la forma de la señal de electroestimulación muscular se hará uso de un microcontrolador, en este caso el Atmega 8, en comunicación serial con un convertidor digital análogo (DAC) en configuración bipolar permitiendo obtener distintas salidas de voltajes analógicos que se encuentren en un rango entre los -5 a +5 voltios.

El conversor digital análogo seleccionado es el MAX509, que tiene las características de poder comunicarse en modo serial mediante el protocolo SPI y además posee 4 salidas de DAC's internos, requerimiento indicado para el electroestimulador a desarrollar pues posee 4 salidas de electrodos. Para realizar la selección del microcontrolador se tiene la tabla 12, la cual se muestra algunas de sus características principales.

Características	SAB80535	Atmega 8	PIC16F877
Velocidad	3 MHz	8 MHz	20 MHz
Conectividad	I2C, SPI	I2C, SPI	I2C, SPI
Alimentación	5 VDC	2.7 ~ 5.5 VDC	4 ~ 5.5 VDC
Número de E/S	48	22	33
Corriente de alimentación	230 mA	11 mA	2 mA
Precio	27 soles	9 soles	18 soles

Tabla 12 Integrados para elección del microcontrolador

Fuente: Elaboración propia

Debido a que posee los requerimientos necesarios para la elaboración de la tesis, es de menor tamaño a los demás, es de un bajo costo y la familiaridad con el controlador frente a otros; se escogió el Atmega 8 como componente principal para la conformación de la señal EMS.

Para la selección del integrado de la etapa de conversión de señal de digital a análogo, se muestra en la tabla 13 una comparación entre 3 convertidores de características distintas.

Características	MAX509	DAC0832LCN	AD7528
Tiempo de respuesta	6 us	2 us	400 ns
Número de bits	8	8	8
Interfaz de data	Serial	Paralelo	Paralelo
N ^a de convertidores	4	1	2
Tipos de salidas	Voltaje unipolar y bipolar	Voltaje unipolar	Corriente unipolar y bipolar
Disipación de potencia	889 mW	500 mW	450 mW
Precio	24 soles	10 soles	30 soles

Tabla 13 Integrados para etapa de conversión de señal digital-análogo

Fuente: Elaboración propia

El conversor digital análogo seleccionado es el MAX509, que tiene las características de poder comunicarse en modo serial mediante el protocolo SPI y además posee 4 salidas de DAC's internos, requerimiento indicado para el electroestimulador a desarrollar pues posee 4 salidas de electrodos.

Además, para facilidad del usuario al seleccionar la señal que se requiere para la estimulación se añaden pulsadores y una pantalla LCD conectados al

microcontrolador, los que permiten la visualización de los parámetros de la señal escogida las cuales forman parte de la interfaz de usuario para el control del equipo de electroestimulación.

En la figura 3.11 se puede observar las conexiones de esta etapa de conformación de la señal. El puerto B del Atmega 8 se encuentra conectado a los pulsadores de selección de los parámetros y a los pines de comunicación SPI, como MISO y SCK, que llegan hasta el DAC. El puerto C usado para los bits de control de la pantalla LCD y 2 pines más que se requieren para enviar la información al MAX509, estos son Chip Select y Load DAC. El puerto D se encuentra conectado al LCD para la transmisión de los 8 bits de datos. Finalmente, se ve la configuración del DAC, con sus respectivos voltajes de referencia de +5 y -5 voltios; junto con el arreglo bipolar para obtener correctamente la forma de la señal de salida.

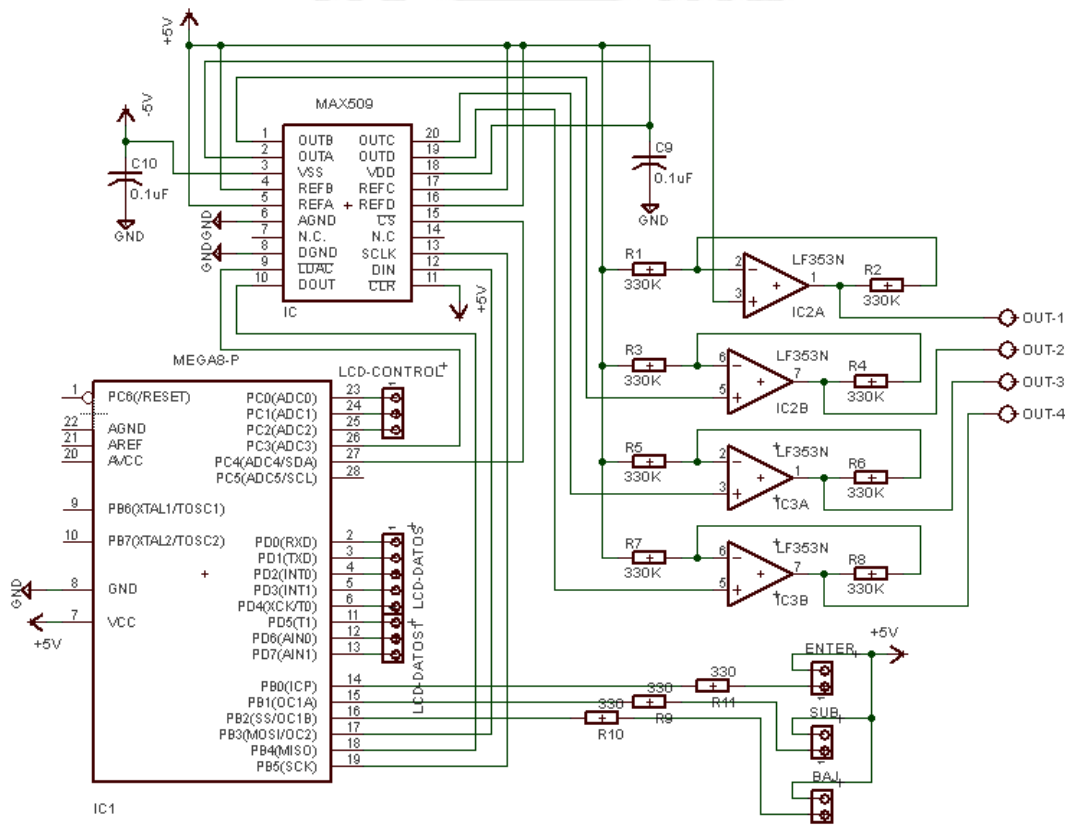


Figura 3.11 Diseño en Eagle de la etapa de conformación de la señal EMS

Fuente: Elaboración propia

Se dispone además de 3 pulsadores, los cuales están conectados a las entradas de los puertos PB0 (ENTER), PB1 (SUB) y PB2 (BAJ). Los pulsadores SUB y BAJ, permiten subir y bajar en las líneas de la pantalla del LCD, de manera que se pueda

realizar distintas selecciones. Mientras que el pulsador ENTER, tiene una función principalmente de confirmación, para aceptar la elección indicada.

A continuación, en las figuras 3.12 y 3.13 se muestra el diagrama de flujo del programa principal, que controlará la selección de las rutinas de entrenamiento y además se encarga del conformar la señal óptima para la electroestimulación muscular.

Inicialmente, se realizan las configuraciones de los puertos del microcontrolador como entradas y salidas de acuerdo a la disposición indicada anteriormente. Se prosigue configurando la comunicación SPI entre el Atmega 8 y el MAX509, se realizará de manera tal que el microcontrolador funcione a manera de dispositivo maestro, mientras que el DAC será el componente esclavo. Además, la velocidad de comunicación entre ambos dispositivos es programada al nivel más rápido posible, 500 KHz, la mitad de la frecuencia de oscilación. Luego de establecida la comunicación entre el microcontrolador y el DAC, se inicializa los valores de salida del convertor a un nivel de 0 voltios.

La siguiente subrutina de configuración es la del modo de trabajo de la pantalla LCD; para este caso se habilitará la pantalla a 8 bits de datos y la escritura en 2 líneas; por ello, se requieren las siguientes subrutinas: de escritura de instrucciones al LCD, de revisión de disponibilidad de recepción de datos o instrucción y de retardos necesarios para el procesamiento de la información enviada a la pantalla.

La última de las subrutinas de configuración a programar es la del Timer 1 del Atmega 8, que permite la contabilización de parámetros de la señal como los tiempos de contracción y tiempos de reposo. Para esto se habilitarán interrupciones cada 0.1 microsegundos, debido a la precisión que se requiere para obtener los tiempos antes mencionados. Los valores del conteo serán almacenados en espacios de memoria designados específicamente para cada uno de los dos parámetros de tiempo mencionados anteriormente, de manera que se facilite su uso en las siguientes subrutinas.

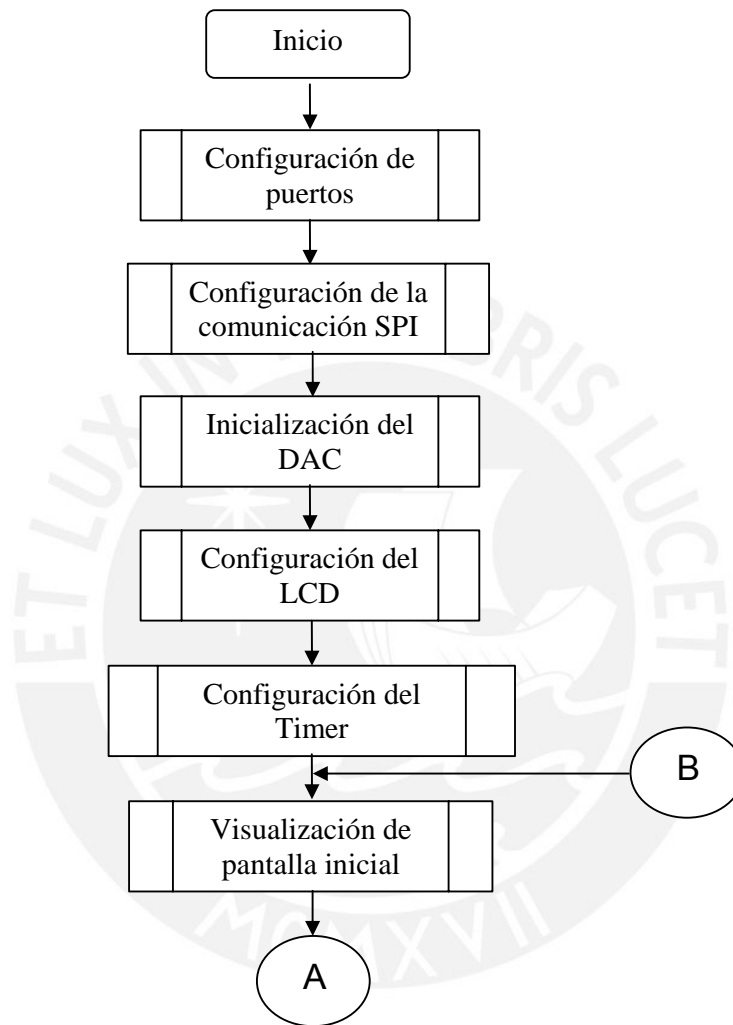


Figura 3.12 Diagrama de flujo del programa principal. Parte 1

Fuente: Elaboración propia

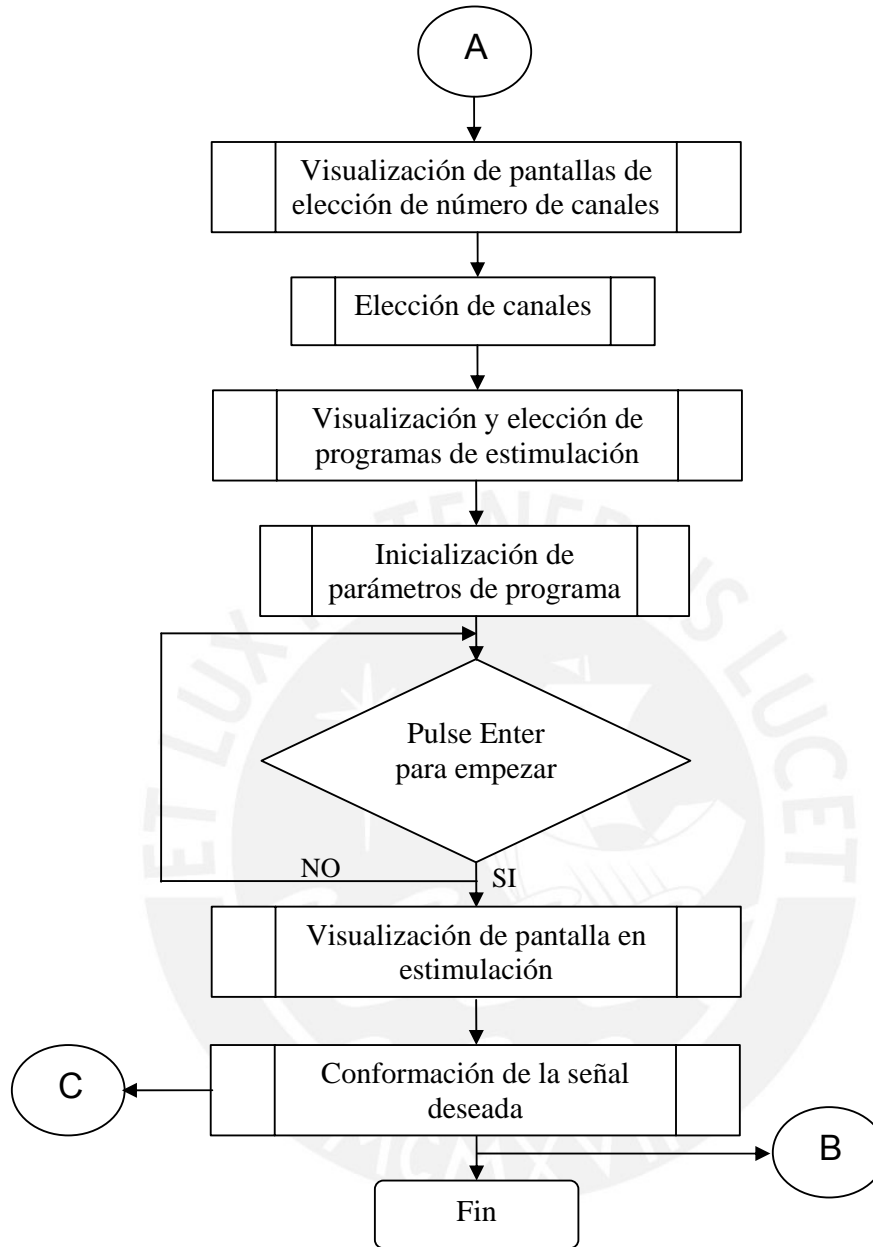


Figura 3.13 Diagrama de flujo del programa principal. Parte 2

Fuente: Elaboración propia

Una vez realizadas las configuraciones iniciales se prosigue con la programación necesaria que habilita el funcionamiento del dispositivo. Se procede a visualizar en la pantalla LCD un mensaje inicial, el cual se mostrará por un par de segundos. Esto es posible debido a la configuración del timer, el cual permitirá realizar una comparación de los segundos transcurridos con un espacio de memoria en el que se almacena el tiempo que se desea mantener la pantalla.

Luego de esto, se muestra una nueva pantalla en el LCD, en la que se muestran la primera opción (uso de 1 sólo canal) de elección de número de canales que se desea usar para el programa de estimulación. Es aquí también que se empieza a hacer uso de los pulsadores mencionados anteriormente que forman parte de la interfaz. Al ser uno de ellos pulsado se guarda en un espacio de memoria, cual de los botones ha sido oprimido, de manera tal que dicho espacio sea evaluado posteriormente para los distintos momentos en los que se requiera seleccionar entre distintas opciones. Si la primera opción de selección de canales no es deseada, es decir no ha sido pulsado la tecla ENTER; se puede presionar el botón BAJ, y esto nos llevará a una nueva pantalla, que presentará 2 nuevas opciones (uso de 2 o 4 canales). De igual manera con los pulsadores de SUB y BAJ, se puede variar la decisión de elegir, hasta que el presionar el botón ENTER no lo confirme. El número de canales escogido es también guardado en un espacio de memoria determinado, para su posterior uso en el programa.

A continuación, de una manera muy similar a lo descrito anteriormente, se brindan 4 opciones de programas predeterminados, mostradas en 2 pantallas distintas del LCD. La elegibilidad de un programa de otro, dependerá también del uso de los pulsadores y su final confirmación con el botón ENTER. Una vez seleccionado el programa de estimulación, los parámetros que lo conforman: frecuencia, tiempo de contracción, tiempo de reposo y el número de repeticiones; son guardados en 4 espacios de memoria distintos, para ser utilizados en la subrutina principal de conformación de la señal EMS.

Antes de proceder a ejecutar la última subrutina que proceda a enviar la señal de EMS, se muestra en el LCD una pantalla en la que se escribe un mensaje de espera de pulsar ENTER y además se inicializa el valor mínimo, a partir del cual se podrá ir aumentando los niveles de amplitud de la señal de electroestimulación. De verificarse la condición que se haya presionado el botón ENTER, se iniciará la rutina de entrenamiento escogida.

En las figuras 3.14 y 3.15, se detalla el diagrama de flujo de la subrutina de conformación de la señal para la rutina de entrenamiento escogida.

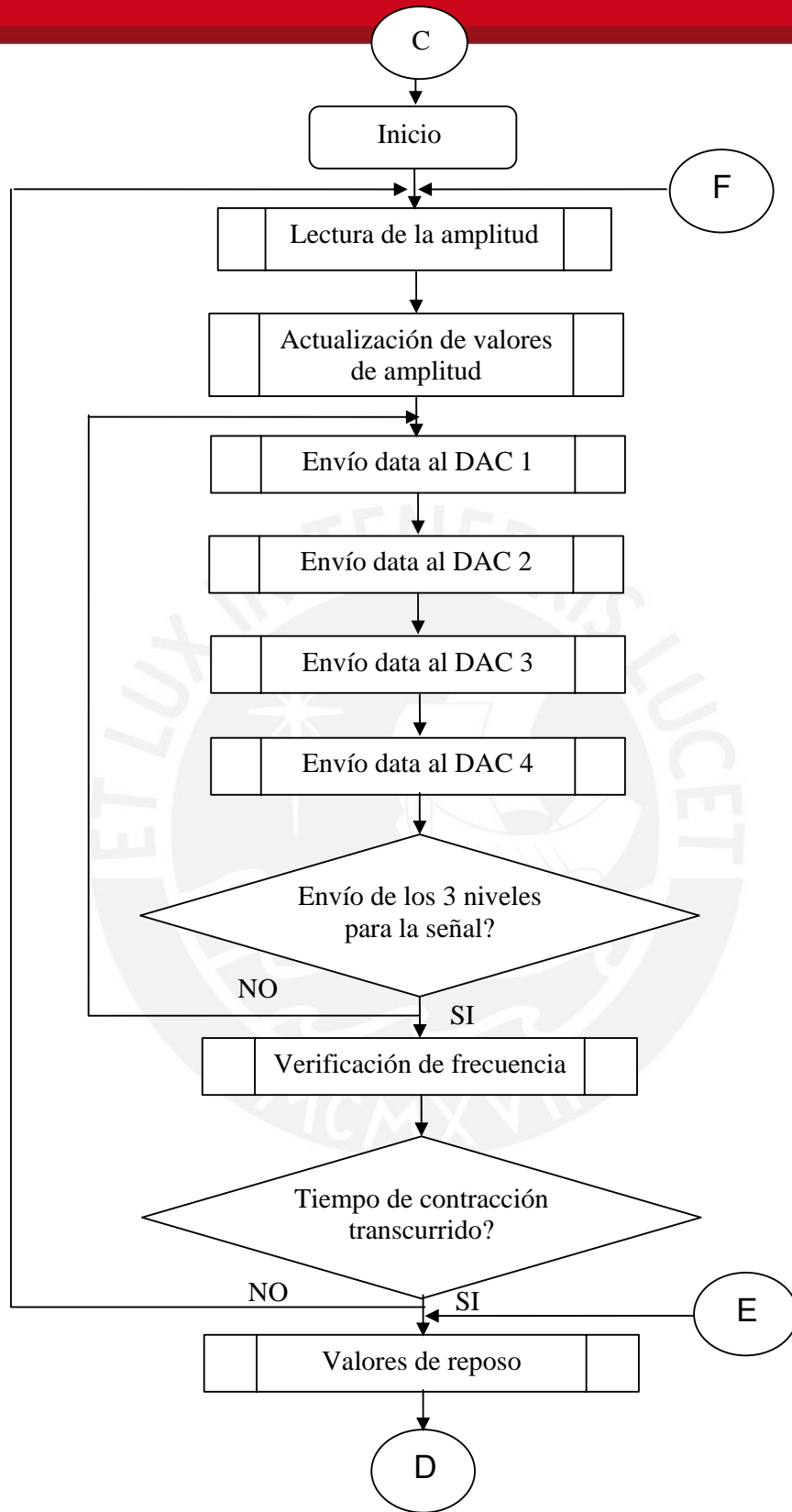


Figura 3.14 Diagrama de flujo de la subrutina de conformación de la señal. Parte 1

Fuente: Elaboración propia

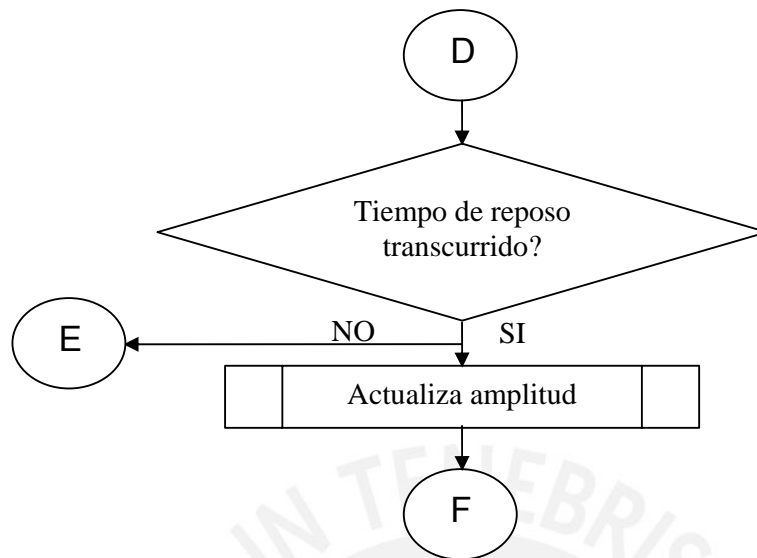


Figura 3.15 Diagrama de flujo de la subrutina de conformación de la señal. Parte 2

Fuente: Elaboración propia

La subrutina que conforma la señal EMS, inicia analizando si se la amplitud ha sido modificada mediante la inspección de los pulsadores SUB y BAJ. Luego de esto, la información es actualizada en los registros que envían la información al DAC. Para cualquier dato enviado al convertor es necesario primero enviar los bits de control mediante comunicación SPI y además confirmar que la transmisión haya sido completada. Esto se repite para las 4 salidas que posee el convertor digital – análogo. En total se envían datos para los 3 niveles distintos que posee la señal; los 2 primeros que formarán los pulsos de polaridad positiva y negativa, y el tercero que dará el tiempo muerto para la finalización de un periodo de la señal.

Es en la transmisión de este último valor que se realizan los conteos necesarios para obtener la frecuencia requerida para el tipo de programa de entrenamiento escogido. Cuando resulte una comparación exitosa entre el valor almacenado en memoria con el valor de frecuencia establecido en uno de los registros, se culmina la transmisión del último dato; y se inicia el ciclo nuevamente para continuar con la rutina de entrenamiento.

Estos ciclos finalizarán cuando el valor del tiempo de contracción almacenado en la memoria, concuerde con los segundos transcurridos por el conteo del Timer 1; de esto ocurrir satisfactoriamente, nuevos valores mínimos de amplitud son actualizados y

transmitidos al DAC, de manera que no se obtenga señal de estimulación y permita un tiempo de descanso al músculo.

De manera similar, se calcula si el tiempo de reposo ya transcurrió, de obtenerse una comparación exitosa de los tiempos de reposo configurados. Esta fase de la rutina culminará; primero actualizándose los valores de amplitud de señal que eran transmitidos antes de la etapa de reposo.

Habiéndose cumplido esto se determina que se ha obtenido un ciclo de repetición de la rutina de EMS. Para llevar a cabo la rutina completa, un último parámetro debe ser comparado. Las fases de contracción y reposo de la rutina seguirán ejecutándose mientras que el registro que contabiliza las repeticiones sea igual al valor del número de repeticiones almacenado en memoria. Si esto sucede, se podrá dar finalizado a la rutina de electroestimulación muscular y retornar a la pantalla inicial del dispositivo para la posibilidad de seguir con otros tipos de entrenamiento con distintas rutinas.

3.3.3. Circuito de acondicionamiento

Esta es una etapa transitoria en la cual, la señal proveniente del convertidor digital análogo, se le dan las características necesarias para que pueda ser utilizada en la última etapa de amplificación.

El circuito inicia con un buffer que permite separar la etapa digital anterior conformada por el microcontrolador y el DAC; con las siguientes etapas de valores de voltaje analógicos.

Lo que se requiere para esta fase es, separar las polaridades tanto positiva como negativa de la señal. Esto se logra mediante una configuración con un Opamp y diodos, los cuales son los encargados de discriminar la polaridad de los voltajes. Haciendo uso de un último Opamp, en configuración inversora de ganancia unitaria, se hace el cambio de polaridad de los voltajes negativos; de manera que finalmente se obtienen 2 señales adecuadas que controlarán la siguiente etapa.

En la siguiente tabla 14, se observan distintos amplificadores operacionales con algunas de sus características principales, de manera de establecer un componente para el diseño.

Características	LM741	LM747	LM1458
Costo	S/ 1.5	S/ 1.5	S/ 7
Número de circuitos	1	2	2
Voltaje de alimentación	+/- 15 VDC	16.5 -40 VDC	+/- 3 a 18 VDC
Consumo de corriente	1.7 mA	1.7 mA	3 mA
Slew Rate	0.5 V/us	0.5 V/us	0.5 V/us

Tabla 14 Opamps para etapa de acondicionamiento

Fuente: Elaboración propia

Para la implementación de este circuito, se seleccionó el encapsulado LM747, debido a que dispone de los 2 opamps necesarios para la realización de toda esta etapa. Además, que sus demás características como el tiempo de respuesta; son por demás suficientes para el correcto diseño del circuito. Para el buffer se escogió el encapsulado LM741, debido a su bajo costo y a las características similares con el Opamp LM747.

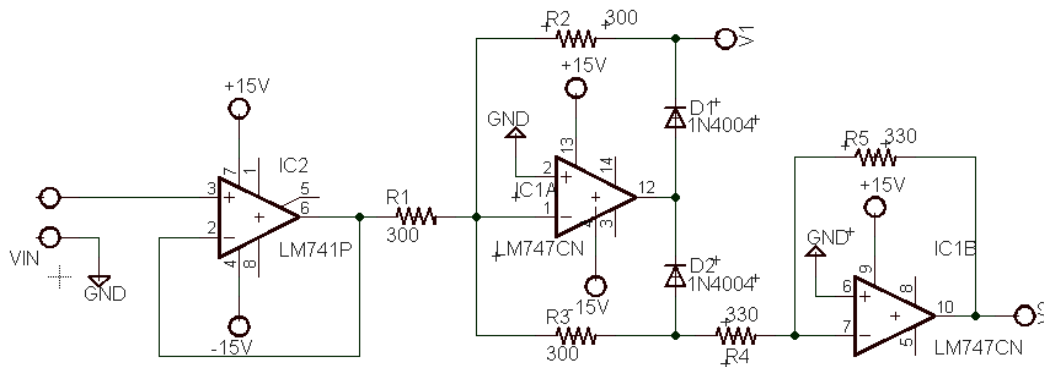


Figura 3.16 Diseño en Eagle del circuito de acondicionamiento

Fuente: Elaboración propia

En la figura 3.16 se puede ver las configuraciones del buffer, separador de polaridad e inversor. Para el caso de las 2 últimas configuraciones, las ganancias de dichas etapas es unitaria, por ello que; $R1 = R2 = R3$; además en el inversor $R4 = R5$. Por lo que se escogieron los 5 valores de resistencias iguales, a un valor de 330 ohms.

3.3.4. Circuito de amplificación de la señal EMS

Este último circuito, se encarga de brindar los niveles de corriente necesarios para lograr la estimulación muscular, a partir de los 2 voltajes obtenidos en la etapa anterior. Dichos voltajes controlarán 2 amplificadores de transconductancia

complementarios, de manera tal que los amplificadores otorguen en conjunto la señal cuadrada bifásica con la potencia necesaria para lograr la excitabilidad del músculo.

Características	2N5322 / 2N5323	BD707 / BD708	MJE340 / MJE350
Costo	S/. 4.5	S/. 5	S/ 1.5
Voltaje colector emisor	100 V	100 V	300 V
Corriente de colector	2 A	Hasta 12 A	Hasta 500mA
hfe	100	120	100

Tabla 15 Transistores para etapa de amplificación.

Fuente: Elaboración propia

Para el diseño se seleccionó los transistores NPN MJE340 debido a que sus características de voltaje y corriente son suficientes para la implementación de esta etapa; de igual manera se escogió su complementario, el transistor PNP MJE350, por poseer características similares.

La configuración de los transistores es en 2 ramales para cada una de las polaridades que conforman la señal bifásica de EMS. Los transistores MJE340 se disponen en una configuración de amplificador y fuente de corriente; mientras que el tercer transistor, MJE350, actúa como controlador de la fuente de corriente.

Las entradas de voltaje que controlan esta etapa son los obtenidos de la etapa de acondicionamiento, señales dentro del rango de 0 a 5 voltios; los cuales harán que el circuito responda de forma proporcional para la obtención del rango de corriente hasta 100mA.

Para el cálculo de las resistencias de la configuración, se obtuvieron los siguientes datos de los componentes: $hfe = 100$, $V_{ce\ sat} = 0.2\ V$ y $V_{be\ sat} = 0.75\ V$.

Tomando uno de los ramales del amplificador; se calcula que la corriente de colector del MJE340-2 es aproximadamente 10100 veces la corriente de base del MJE340-1. Entonces para una corriente máxima de 100mA en la carga, se obtiene que la corriente máx por $R_{10} = 10\ \mu A$.

Teniendo en cuenta que el mínimo voltaje admisible para saturar los transistores del sistema es igual a $2 \times V_{be\ sat} = 1.5V$. Por lo que $R_{10} = 1.5/0.00001 = 150\ Kohms$. Además, considerando una voltaje de 1V en R_7 , de manera que el rango del voltaje

entrada para saturar el sistema no se vea disminuido; se obtiene $R6=R7=1V/0.1=10\text{ohms}$.

Para el caso de las resistencias de la rama complementaria; los valores de resistencias serán iguales a los calculados anteriormente. En la figura 3.17 se puede observar el diseño completo del amplificador.

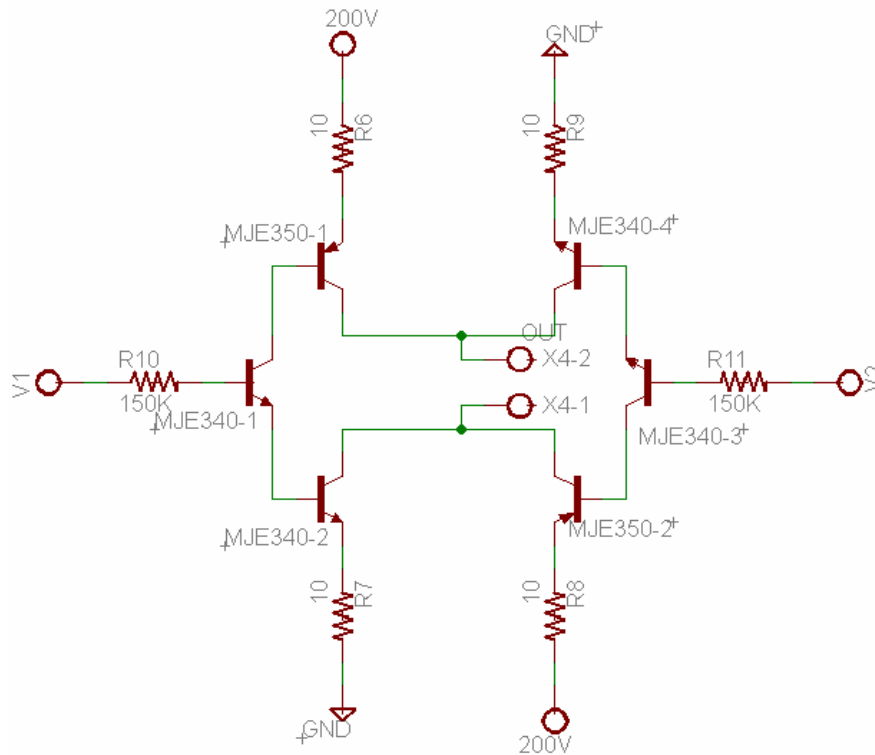


Figura 3.17 Diseño en Eagle del circuito de amplificación de señal EMS

Fuente: Elaboración propia

3.3.5. Selección de electrodos

Como se mencionó con anterioridad (en el capítulo 2), los electrodos ayudan a la transmisión de la energía eléctrica. Para efectos de esta tesis, la primera elección en cuanto al tipo de electrodo, serán del tipo superficiales, ya que para el posicionamiento de estos en los pacientes resulta de mayor confort, además que se pueden encontrar en variedad de tamaños, formas, reusables o desechables

El material idóneo para la transmisión de una señal EMS son los electrodos de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl), al presentar el menor ruido de fondo y ser el más estable. Estos electrodos se preparan recubriendo electrolíticamente un trozo de plata con cloruro de plata.

En el mercado local se logró conseguir este tipo de electrodos superficiales de Plata-Cloruro de plata, en la presentación mostrada en la figura 3.18, correspondiente a la marca 3M, modelo 2228; una presentación en paquete de 50 electrodos rectangulares desechables. Su precio módico también influyó a su uso, dado a la gran cantidad de electrodos que se encontraban en dicha presentación. A manera de apoyo para mayor eficiencia de la transmisión de la señal se utilizó un gel conductor.



Figura 3.18 Presentación de electrodos superficiales en la marca 3M

Fuente: Elaboración propia

3.3.6 Diseño del chasis

Los circuitos diseñados anteriormente deben ser instalados en un chasis con las dimensiones y espacios necesarios para que todas las piezas se encuentren ordenadas en el interior. Se debe tener en cuenta que no sólo se instalarán circuitos impresos; sino también el cableado de alimentación y de los electrodos, pantalla LCD y pulsadores de selección de parámetros.

De la figura 3.19 se puede observar y hacer la comparación con las medidas de las 2 reglas de 30 cms que aparecen a manera de ejes coordenados. Dispuestas las tarjetas en la forma que se presenta en la figura 3.19 se ocupa un largo de 24 cms aproximadamente y un ancho de 27 cms.

La carcasa para este equipo deberá reducir estas dimensiones, organizar y aprovechar los espacios interiores para el montaje de tarjetas de las distintas etapas del funcionamiento del equipo.

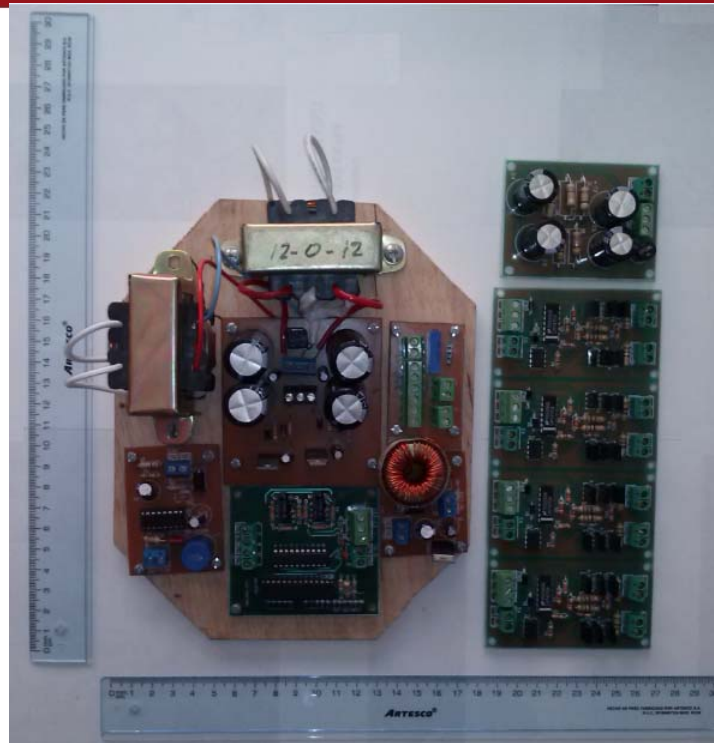


Figura 3.19 Medición de las tarjetas implementadas
Fuente: Elaboración propia

Por ello, se diseñó el chasis que se muestra en la figura 3.20. Se puede observar una vista isométrica del equipo, se indican las medidas de largo, ancho y alto que deberá tener el equipo para poder realizar el montaje de las tarjetas implementadas. La ubicación de pulsadores, pantalla de LCD y salidas para los 4 canales son referenciales.

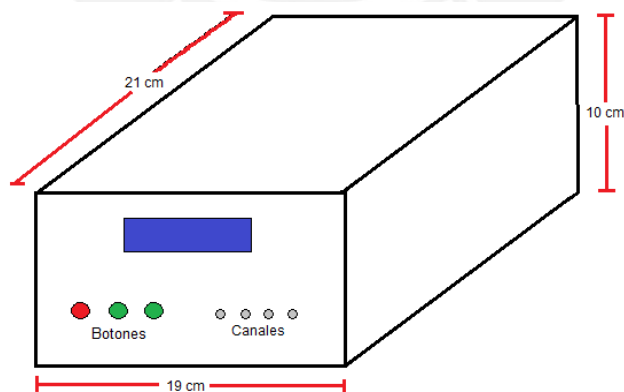


Figura 3.20 Diseño del chasis. Se indican ubicaciones referenciales
Fuente: Elaboración propia

Este diseño se realizó en base a la posibilidad de ubicar en el interior 2 niveles para las tarjetas. En las figuras 3.21 y 3.22, se puede ver el montaje de acuerdo a los niveles mencionados.



Figura 3.21 Montaje de tarjetas en el primer nivel del chasis

Fuente: Elaboración propia

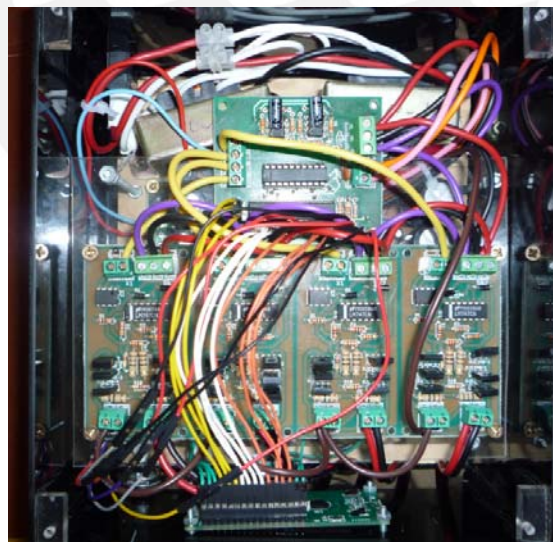


Figura 3.22 Montaje de tarjetas en el segundo nivel del chasis

Fuente: Elaboración propia

En las siguientes figuras 3.23 y 3.24, se muestran el chasis completo implementado con pulsadores, pantalla LCD, canales, switch de encendido y cable de energía.



Figura 3.23 Chasis completo. Interfaz y canales instalados

Fuente: Elaboración propia



Figura 3.24 Vista frontal y posterior del chasis completo

Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1. Pruebas del equipo de electroestimulación

4.1.1. Pruebas de las fuentes de alimentación

Las pruebas de la etapa de alimentación consistirán en la visualización de los voltajes indicados, para cada una de las fuentes diseñadas, en un multímetro digital; por lo que el valor observado en el instrumento deberá de ser un número muy cercano al que se quiere obtener finalmente.

En la figura 4.1 se observa el circuito de la fuente de +15 / -15 voltios, además del valor medido con el multímetro. Dicha fuente funciona como voltaje de entrada para otras fuentes diseñadas y como alimentación para algunos opamps.

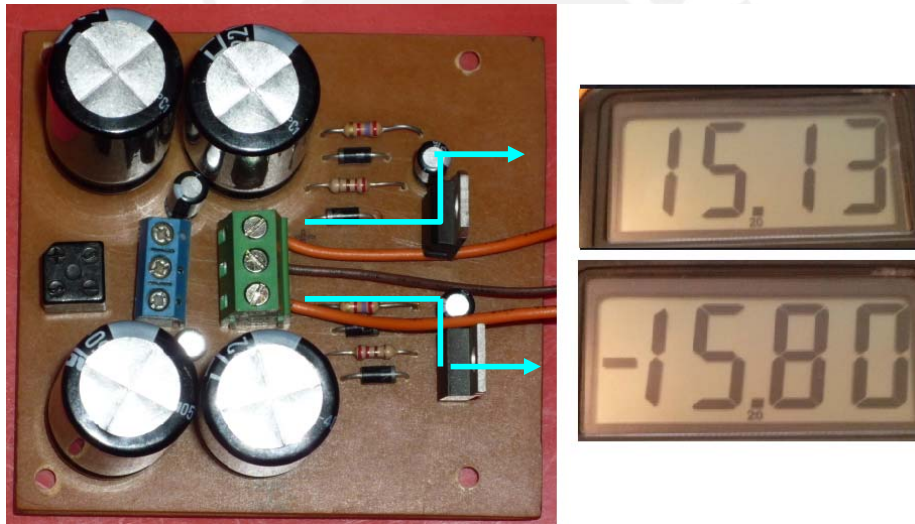


Figura 4.1 Circuito de +15 y -15 V implementado y mediciones obtenidas

Fuente: Elaboración propia

En la figura 4.2 se puede ver la fuente de +5 voltios desarrollada, la cual alimentará el microcontrolador y servirá además como voltaje de referencia para el DAC. La medición con el instrumento indica un correcto diseño dado la pequeña variación con el valor obtenido finalmente.

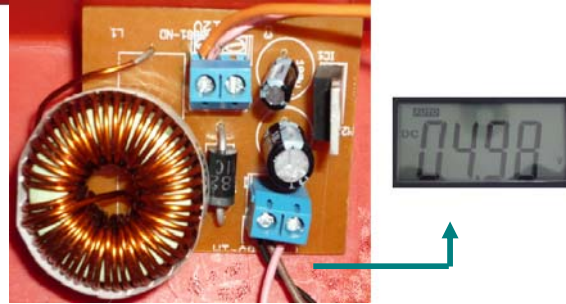


Figura 4.2 Circuito de +5V implementado y medición obtenida

Fuente: Elaboración propia

En la figura 4.3 se encuentra el circuito final de la fuente de -5 voltios, usado en el convertor digital análogo para obtener un rango de voltaje de salida más amplio. Como en los casos anteriores, se puede observar que el error del resultado obtenido es muy pequeño.

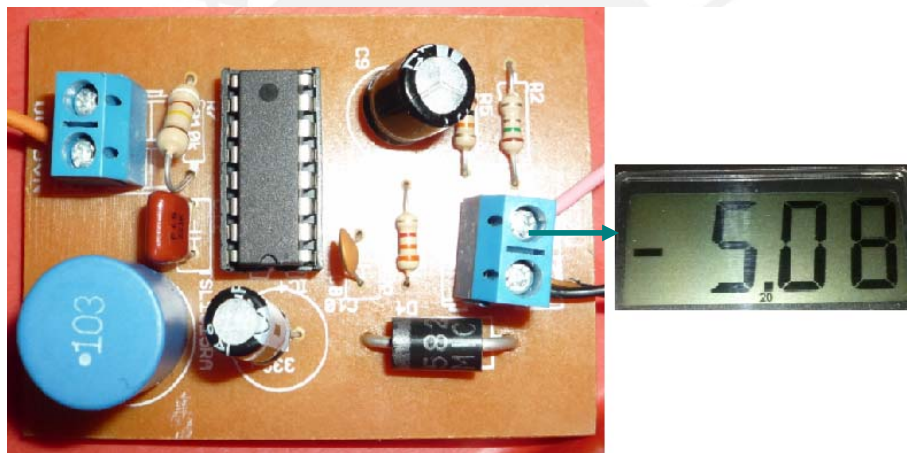


Figura 4.3 Circuito de -5V implementado y medición obtenida

Fuente: Elaboración propia

En la figura 4.4 se puede ver la implementación de la tarjeta de 200 voltios continua necesaria para la alimentación de la etapa de amplificación. Se puede observar además, que el valor medido en el multímetro es bastante cercano al valor esperado en el diseño.

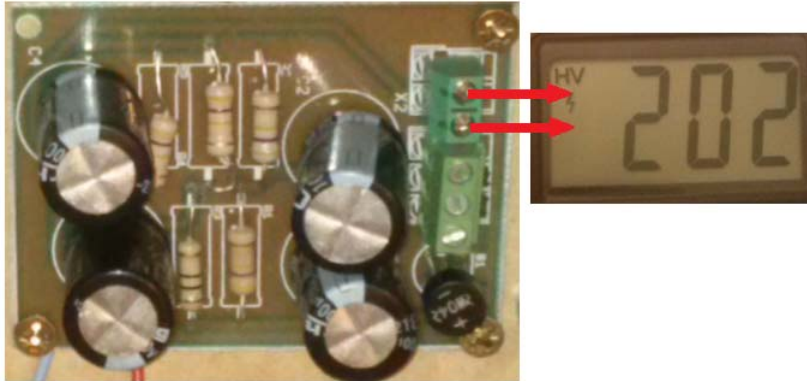


Figura 4.4 Circuito de 200V implementado y medición obtenida

Fuente: Elaboración propia

4.1.2. Pruebas de la etapa de conformación de la señal

En esta etapa se realizará pruebas de la configuración de la comunicación SPI entre el microcontrolador y el convertor digital análogo; además de la respuesta en una de las salidas del DAC.

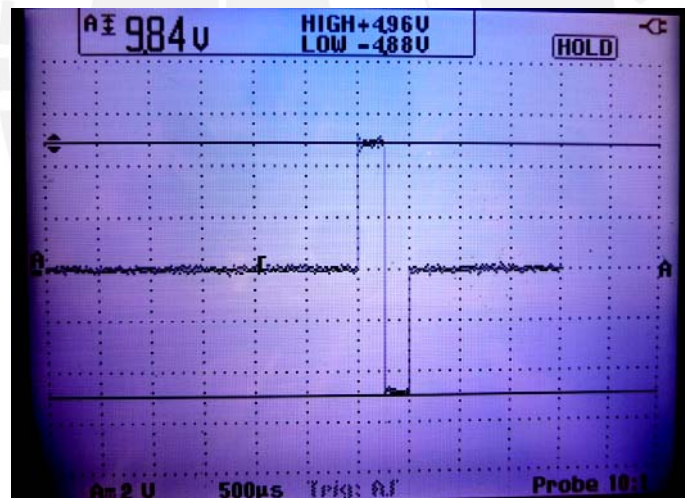


Figura 4.5 Visualización en osciloscopio de una de las salidas del DAC

Fuente: Elaboración propia

De acuerdo a lo programado en el microcontrolador y el arreglo para una salida bipolar del convertor MAX509, se realizó la transmisión SPI de los valores de 0 y 255 en binario; con lo que se debe obtener una señal análoga que varíe entre los valores de +5 y -5 voltios. Como se observa en la figura 4.5, la señal generada a partir de los datos enviados por el Atmega 8, corresponden a los niveles de voltaje esperados; con lo que se corrobora que la transmisión de información con el DAC es correcta.

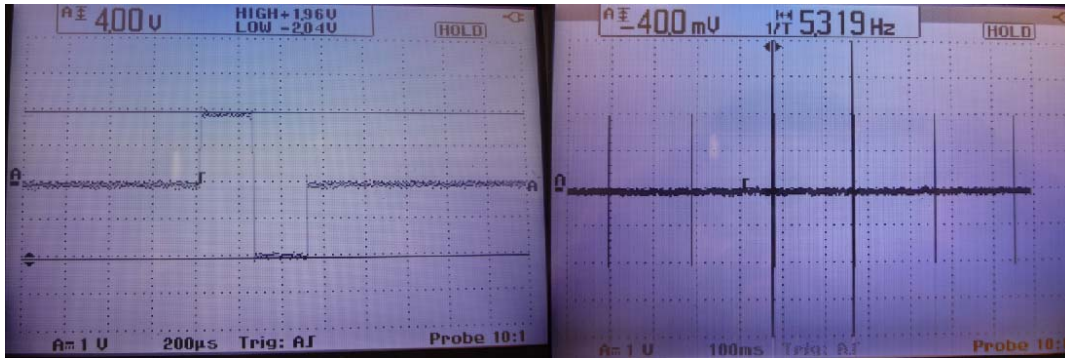


Figura 4.6 Señal de 2V de amplitud y 5 Hz de frecuencia

Fuente: Elaboración propia

Para poner a prueba el DAC se generó una señal del tipo de EMS, cuadrada bifásica, de 2 voltios de amplitud y una frecuencia de 5 Hz. En la figura 4.6, se logra visualizar los resultados de la medición de dicha prueba. Los valores obtenidos no distan en mayor margen de los valores que se requerían alcanzar.

4.1.3. Pruebas de las etapas de acondicionamiento y amplificación de la señal

Para poner a prueba estas 2 etapas, que trabajan en conjunto, se realizó una serie de mediciones para distintos niveles de voltajes, los cuales están indicados las gráficas 4.7, 4.8 y 4.9. Así mismo, se escogieron distintos valores de resistencias en un rango entre los 500 y 2200 ohms, de manera tal que se pueda corroborar que para distintos valores de impedancias la corriente permanece constante de acuerdo a un valor de voltaje dado.

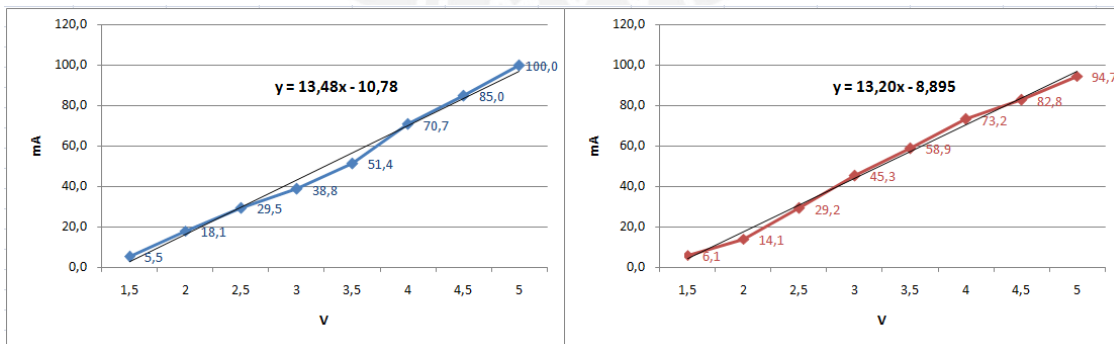


Figura 4.7 Corriente de salida de etapa de amplificación VS Niveles de voltaje de salida del DAC, para valores de impedancias indicados; izquierda: R=200 ohms,

derecha: R=330 ohms

Fuente: Elaboración propia

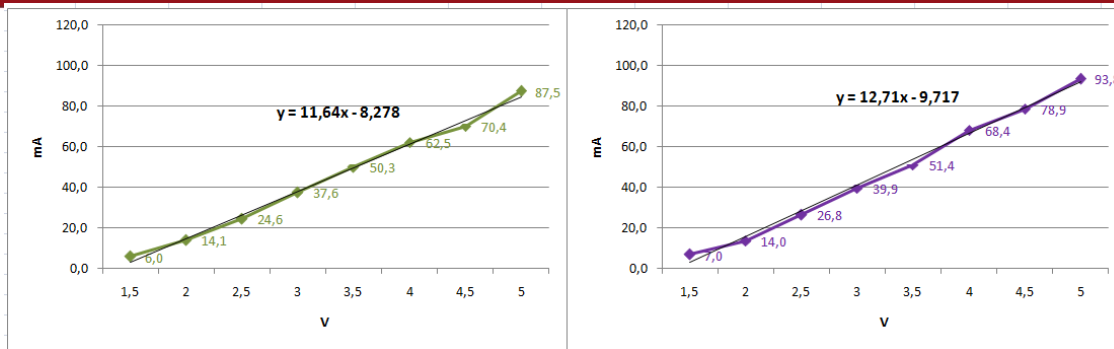


Figura 4.8 Corriente de salida de etapa de amplificación VS Niveles de voltaje de salida del DAC, para valores de impedancias indicados; izquierda: R=500 ohms, derecha: R=1000 ohms

Fuente: Elaboración propia

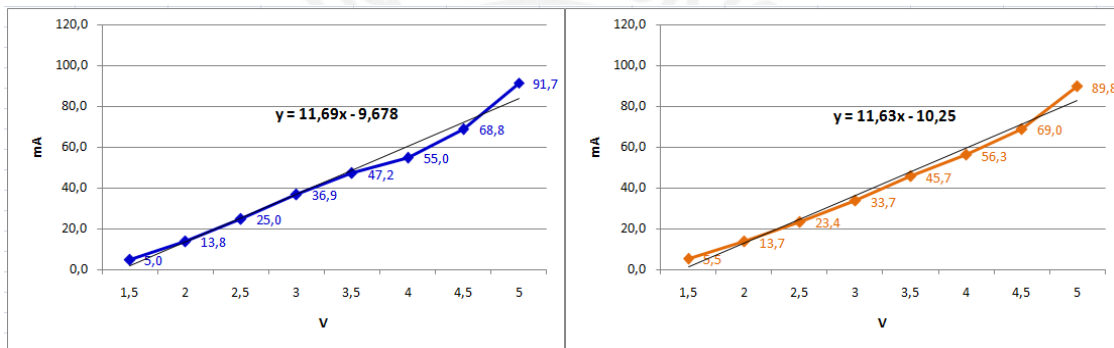


Figura 4.9 Corriente de salida de etapa de amplificación VS Niveles de voltaje de salida del DAC, para valores de impedancias indicados; izquierda: R=1500 ohms, derecha: R=2200 ohms

Fuente: Elaboración propia

Visualizando los resultados dados de las figuras 4.7, 4.8 y 4.9; se puede verificar que existe una ligera variación entre los valores de corriente obtenidos para los distintos valores de impedancias dados. Analizando las líneas de tendencia se puede corroborar lo mencionado anteriormente, sobre todo si se disminuyera el rango de impedancias a prueba entre los 500 y 2200 ohms.

Para las distintas pruebas realizadas para esta etapa se observó que el voltaje de entrada mínimo proveniente de las salidas del DAC, para obtener una señal a la salida de la etapa de amplificación, corresponde a un valor aproximado de 1.1V. Este valor de voltaje analógico corresponde al código binario 155; y teniendo como límite máximo el código binario de 255, entonces podemos establecer que el equipo cuenta con al

menos 100 niveles distintos de amplitud posibles a variar en los distintos programas de electroestimulación.

Analizando los valores máximos alcanzados para cada una de las pruebas mostradas en las figuras anteriores, es decir cuando el voltaje de entrada a la etapa de acondicionamiento es igual a 5V, que en la mayoría de casos no se alcanzó el amperaje de 100mA; sin embargo calculando el promedio obtenemos un valor de 93.25mA, valor de corriente de salida cercano pero con un error menor a -7mA.

4.1.4 Prueba de verificación de la norma IEC 60601-1

En la realización de esta prueba fue necesario el uso del equipo Analizador de seguridad eléctrica ESA620 de Fluke Biomedical. En la figura 4.10 se puede observar las conexiones realizadas de la toma de alimentación y los 4 canales para electrodos del dispositivo de electroestimulación muscular y el ESA620, para poder realizar las pruebas referentes a la normal IEC 60601-1.



Figura 4.10 Conexiones entre los equipos para realización de pruebas

Fuente: Elaboración propia

Luego de realizar las conexiones entre los equipos es necesario escoger la norma en base a la cual se van a realizar las pruebas, por lo que la norma IEC 60601-1 es seleccionada como se ve en la figura 4.11.



Figura 4.11 Selección de la norma de seguridad eléctrica IEC 60601-1

Fuente: Elaboración propia

Antes de empezar con las pruebas en el dispositivo de electroestimulación muscular, se procedió a hacer pruebas de la red eléctrica de la que se encontraba alimentado el equipo. En la figura 4.12 se pueden ver los valores de 3 pruebas que resultaron del análisis del equipo, verificando que la red eléctrica es adecuada, lo cual respalda las siguientes pruebas a realizar.

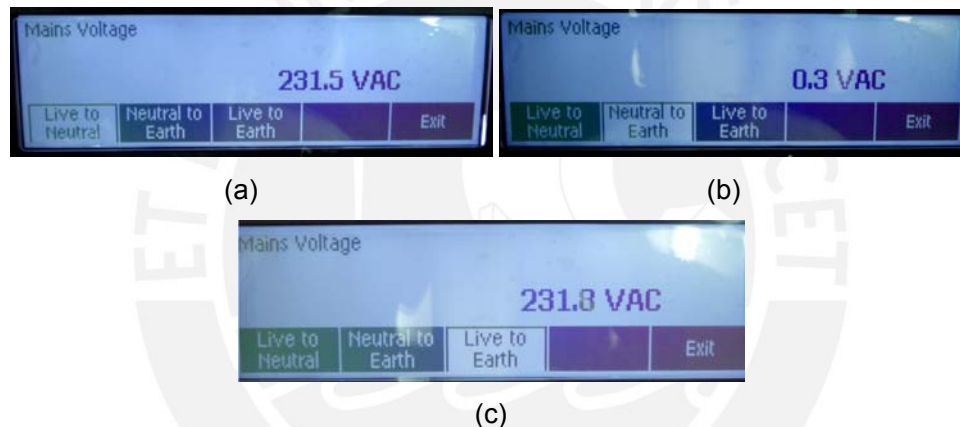


Figura 4.12 Pruebas de tensión de la red eléctrica. (a) De línea viva a neutro. (b) De neutro a tierra (c) De línea viva a tierra

Fuente: Elaboración propia

Se prosiguió con las pruebas de corriente de fuga, 3 tipos de análisis fueron llevados a cabo: prueba de fuga de corriente de tierra, prueba de fuga de corriente de chasis y prueba de fugas auxiliares del paciente. En la figura 4.13 se observan los valores indicados por el equipo analizador. Realizando la comparación con los valores indicados para un equipo tipo BF, en el cual clasifica un electroestimulador; el diseño del dispositivo para esta tesis, puede ser clasificado seguro en condición normal de acuerdo a la norma IEC 60601-1.



(a)



(b)



(c)

Figura 4.13 Pruebas de fugas de corriente. (a) Fuga de corriente de tierra. (b) Fuga de corriente de chasis (c) Fuga auxiliares del paciente

Fuente: Elaboración propia

Otra medición que se realizó al equipo implementado fue la medición de resistencia a tierra, el dispositivo se sometió a los 2 niveles posibles para dicha prueba; aplicando una corriente de 200 mA y la segunda con una corriente de 25 A. En la figura 4.14 se puede ver el momento de la medición de dichas pruebas.

Para ambos casos, el valor indicado como resultado del equipo analizador, era el de un ohmiaje muy bajo, lo cual se visualizaba en la pantalla tal como se ve en la figura 4.14. Este resultado se puede deber a que el chasis fabricado para el equipo, está hecho de un material plástico, acrílico; esto puede haber influido en la medición final del ESA620.

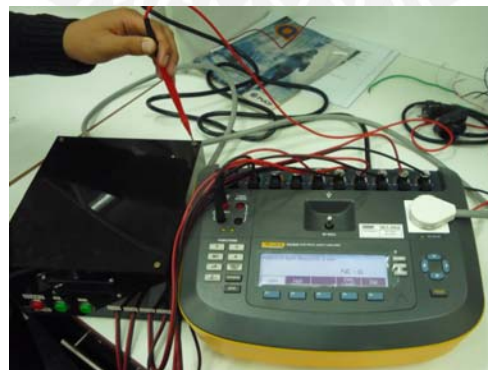


Figura 4.14 Pruebas de la medición de resistencia a tierra.

Fuente: Elaboración propia.

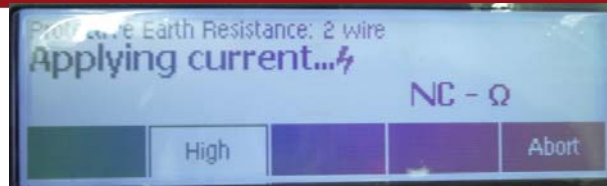


Figura 4.15 Pruebas de fugas de corriente

Fuente: Elaboración propia.

Realizadas estas pruebas podemos decir que la verificación del equipo de electroestimulación implementado, por medio del analizador ESA620, indica que el dispositivo es apto para una aplicación segura a pacientes.

4.2. Resultados

4.2.1 Comparativo entre equipo comercial y equipo implementado

A continuación se hace un análisis del equipo implementado en esta tesis en comparación con el siguiente equipo comercial: Compex Performance. Se indican las condiciones en las cuales se evaluaron dichos equipos.

Locación de los electrodos: Antebrazo

Músculo: Flexor largo pulgar (Figura 4.16)

Nivel de la rutina: 6

Número de canales: 1

Rutina: Resistencia



Figura 4.16 Posicionamiento de electrodos en el flexor largo pulgar del antebrazo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

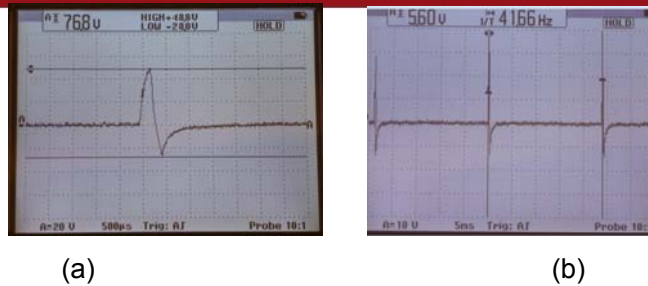


Figura 4.17 Resultados con equipo implementado en esta tesis. (a) Amplitud de la señal (b) Frecuencia de la señal

Fuente: Elaboración propia.

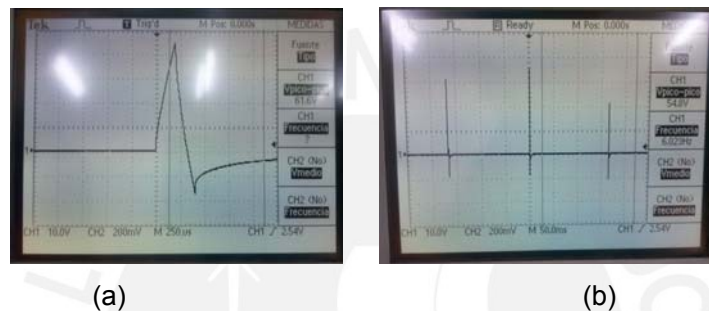


Figura 4.18 Resultados con equipo Compex Performance. (a) Amplitud de la señal (b) Frecuencia de la señal

Fuente: Elaboración propia.

De las figuras figuras 4.17 y 4.18 se puede realizar una comparación de las señales obtenidas en ambos casos del equipo comercial y el implementado en esta tesis. Se observa que las señales obtenidas son bastante similares en temas de amplitud y forma, en cuanto a la frecuencia varia debido a que la rutina del equipo comercial está basada en otra teoría de estimulación, distinta al indicado en este trabajo de tesis

4.2.2 Ensayos de aplicación de las rutinas de entrenamiento

Ensayo 1:

Locación de los electrodos: Brazo

Músculo: Bíceps (Figura 4.19)

Nivel de la rutina: 4

Número de canales: 1

Rutina: Resistencia

Parámetros de rutina:

- Frecuencia: 40 Hz
- Tiempo de contracción: 8 segundos
- Tiempo de reposo: 5 segundos
- Repeticiones: 70 ciclos
-

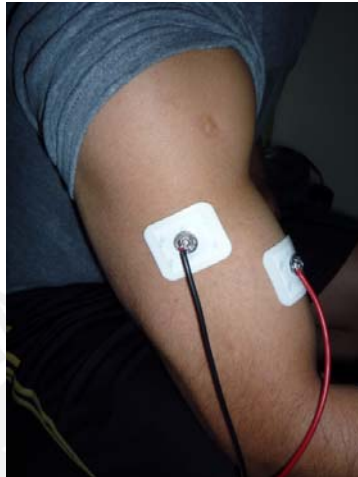
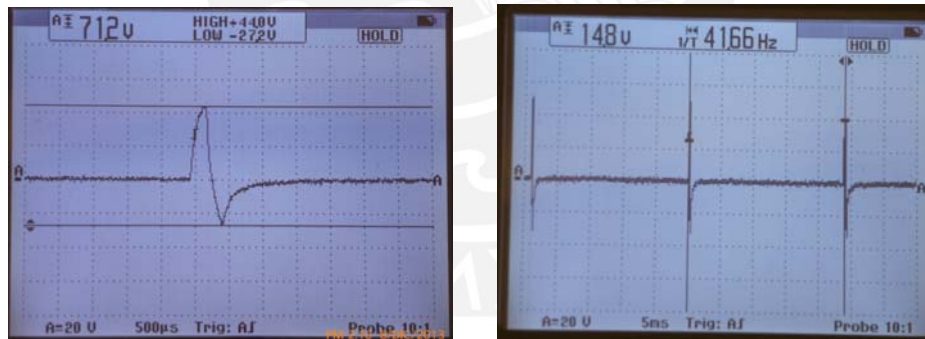


Figura 4.19 Posicionamiento de electrodos en bíceps de brazo derecho

Fuente: Elaboración propia.



(a)

(b)

Figura 4.20 Resultados rutina: Resistencia. (a) Amplitud de la señal (b) Frecuencia de la señal

Fuente: Elaboración propia.

Ensayo 2:

Locación de los electrodos: Brazo

Músculo: Tríceps (Figura 4.21)

Nivel de la rutina: 4

Número de canales: 1

Rutina: Hipertrofia

Parámetros de rutina:

- Frecuencia: 70 Hz
- Tiempo de contracción: 4 segundos
- Tiempo de reposo: 8 segundos
- Repeticiones: 60 ciclos

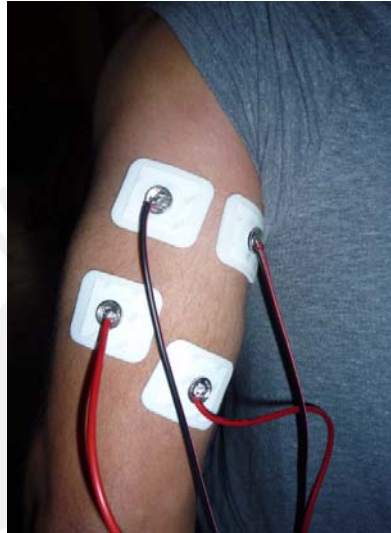
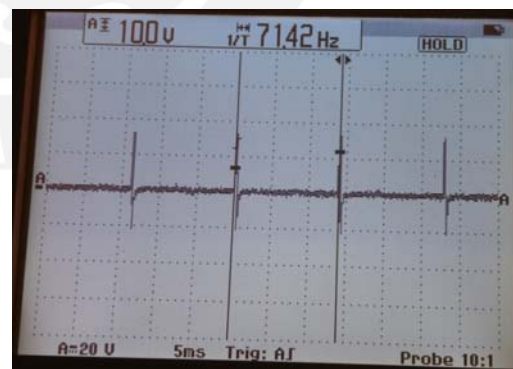


Figura 4.21 Posicionamiento de electrodos en tríceps brazo izquierdo

Fuente: Elaboración propia.



(a)



(b)

Figura 4.22 Resultados con rutina: Hipertrofia. (a) Amplitud de la señal (b) Frecuencia de la señal.

Fuente: Elaboración propia.

Ensayo 3:

Locación de los electrodos: Muslo

Músculo: Cuadríceps (Figura 4.23)

Nivel de la rutina: 7

Número de canales: 1

Rutina: Fuerza Máxima

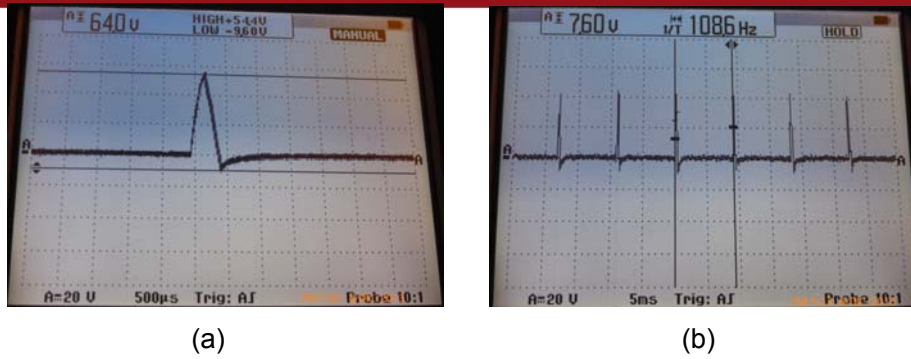
Parámetros de rutina:

- Frecuencia: 110 Hz
- Tiempo de contracción: 3 segundos
- Tiempo de reposo: 20 segundos
- Repeticiones: 40 ciclos



Figura 4.23 Posicionamiento de electrodos en cuádriceps

Fuente: Elaboración propia.



(a) (b)
 Figura 4.24 Resultados rutina: Fuerza máxima. (a) Amplitud de la señal
 (b) Frecuencia de la señal
 Fuente: Elaboración propia.

Ensayo 4:

Locación de los electrodos: Pierna

Músculo: Gemelos (Figura 4.25)

Nivel de la rutina: 5

Número de canales: 4

Rutina: Fuerza explosiva

Parámetros de rutina:

- Frecuencia: 140 Hz
- Tiempo de contracción: 3 segundos
- Tiempo de reposo: 30 segundos
- Repeticiones: 30 ciclos

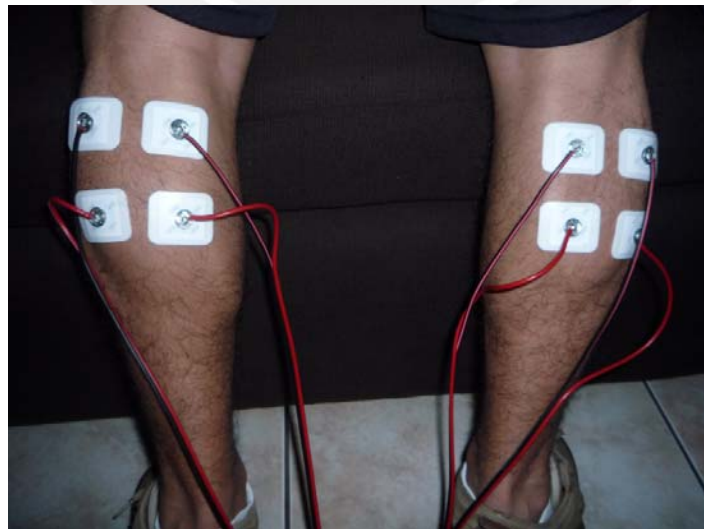


Figura 4.25 Posicionamiento de electrodos en gemelos
 Fuente: Elaboración propia.

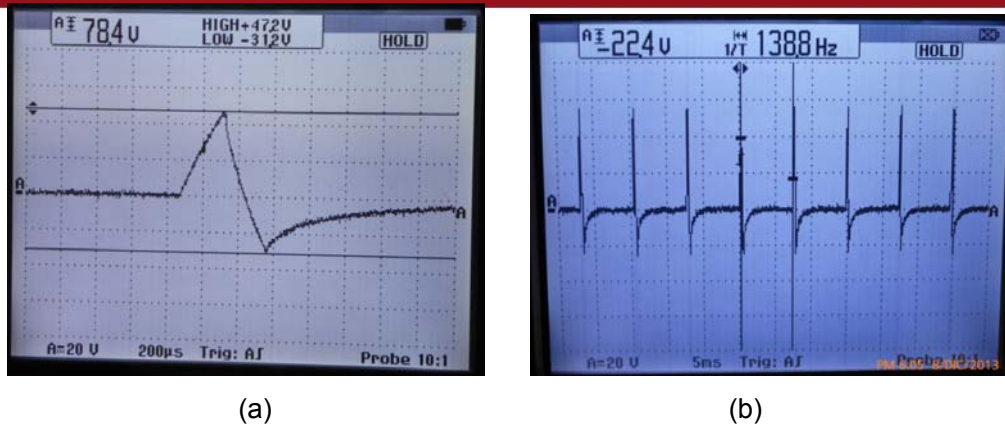


Figura 4.26 Resultados rutina: Fuerza explosiva. (a) Amplitud de la señal (b) Frecuencia de la señal.

Fuente: Elaboración propia.

Habiéndose realizados los 4 ensayos mostrados para los distintos tipos de rutina de entrenamiento en fortalecimiento muscular, en los distintos tipos de músculos del cuerpo se obtuvieron las siguiente observaciones. Las rutinas de frecuencias más bajas, para este caso las de resistencia e hipertrofia luego de culminar las rutinas de estimulación dejaban al paciente con una menor fatiga muscular en comparación a las rutinas con frecuencias altas, mayores a 100 Hz, por lo que era adecuado la configuración de los parámetros de tiempo de reposo de mayor duración; y menor número de repeticiones para estos últimos casos

Además de acuerdo a los niveles de estimulación aplicados, el paciente indicaba que para el caso de los músculos cuádriceps, se necesito de un mayor nivel de corriente para asemejar la sensación de contracción de los músculos que se tuvo para los otros 3 ensayos. De manera similar, ocurrió para el caso del ensayo 4, que se aplicó el entrenamiento de mayor frecuencia, a 140 Hz. La zona de los gemelos del paciente presentaba ligeramente mayor cantidad de proporción de grasa que en los otros casos, necesitándose también un nivel ligeramente alto para estimular estos músculos

CONCLUSIONES

- En la presente tesis se logró implementar un dispositivo de electroestimulación muscular de 04 canales, con una interfaz de usuario amigable y sencilla de manejar; que posibilita la elección de distintas rutinas de entrenamiento preestablecidas; generadas teniendo en cuenta parámetros como: amplitud de la señal, tiempo de contracción, tiempo de reposo y número de repeticiones de un ciclo de estimulación.
- En base a los ensayos realizados de aplicación de las rutinas de entrenamiento (resistencia, hipertrofia, fuerza máxima y fuerza explosiva) a músculos principales del cuerpo humano (bíceps, tríceps, cuádriceps y gemelos); se obtuvo que los niveles de corriente necesarios para excitar los músculos son distintos. El tamaño del músculo o acumulación de grasa en este, son factores que varían las respuestas de contracción esperadas. Así como, se constató que a mayor frecuencia de la señal EMS, es necesario aumentar los tiempos de reposo y disminuir el tiempo de contracción y el número de repeticiones; ya que, la aplicación de rutinas con frecuencias más altas fatigaban los músculos en menor tiempo a comparación de una rutina de frecuencia más baja.
- Los circuitos de alimentación diseñados para las distintas etapas del dispositivo fueron capaces de alimentar adecuadamente el equipo completo permitiendo un correcto funcionamiento de este.
- La etapa de amplificación de la señal EMS desarrollada, en conjunto con la selección de los electrodos de superficie de Ag-AgCl, y el uso de un gel conductor, permitieron transmitir los niveles de corriente adecuados para la estimulación muscular a los pacientes. Además, se constató que la corriente suministrada por esta etapa permanece estable ante variaciones de valores de impedancia producidas por la carga en la salida.
- Se logró fabricar un chasis ligero y transportable, en el que fue posible realizar el montaje de todas las etapas que involucraban el funcionamiento del equipo: placas de componentes, elementos de la interfaz y cableado.
- Se concluye como resultado de las pruebas de seguridad eléctrica en base a la norma IEC 60601-1: “Equipos médicos eléctricos. Parte 1: Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial”, que el dispositivo implementado es apto para su aplicación en pacientes.

RECOMENDACIONES

- Al energizar el equipo implementado, existe un pulso eléctrico que se transfiere por los 4 canales de estimulación; esto se debe a que la etapa de conversión digital – análoga no puede ser configurada inmediatamente, por lo cual se recomienda que para la aplicación de este proyecto en pacientes, es recomendable no posicionar los electrodos en el cuerpo antes del encendido del equipo.
- En cuanto a la etapa de amplificación, se puede mejorar el error obtenido para alcanzar el valor máximo de 100mA, ajustando los valores de resistencias que en la práctica permitan llegar al valor del pulso de corriente máximo indicado en las hojas técnicas de dispositivos comerciales.
- En un futuro, se puede implementar este dispositivo en base a componentes de menor tamaño y peso, de manera que el chasis del equipo finalizado sea más pequeño en dimensiones y más ligero de transportar, de manera que permita el entrenamiento de deportistas y pueda ser utilizado en cualquier circunstancia.
- La implementación de una batería recargable, es una buena opción a futuro que permitiría eliminar la dependencia a conectar el equipo a la red eléctrica, de manera que este pueda ser llevado a cualquier lugar que no cuenten con tomacorrientes, para ello se deberá dimensionar adecuadamente el tiempo de autonomía de dicha batería.

BIBLIOGRAFIA

- [1]. ¿Qué es la Electroestimulación? CDM Medical. [Online]. 2008 [citado 5 Setiembre 2011]
Disponible en: URL:<http://www.cdmmedical.cl/images/electroestimulacion.pdf>
- [2]. Lamers William James. Electrical Muscle Stimulation - Healing, Strengthening, Mobilization & Pain Management. TENS Pain Man Cen [Online]. 1999 [citado 10 Setiembre 2011] Disponible en:
URL:http://biostimtherapy.com/newsletters/october00/ems10_00.pdf
- [3]. Uranga del Monte Maria Aranzazu. Desarrollo de un estimulador eléctrico integrado implantable para el control de la micción en lesionados medulares. Tesis de doctorado en Ingeniería Electrónica. Barcelona: Universidad Autónoma de Barcelona, Departamento de Ingeniería Electrónica; 2001.
- [4]. Stilings Dennis. A survey of the history of electrical stimulation for pain to 1900. Medical Inst. [Online]. 1975 [citado 3 Setiembre 2011] 9(6)
Disponible en: URL:http://dSPACE.CEU.ES/bitstream/10637/2319/1/Stillings_D.pdf
- [5]. Folgering Joost, Poolman Bert. Channel electrophysiology: history, current applications and future prospects. [Online]. [2006?] [citado 12 Setiembre 2011]
Disponible en:
URL:<http://dissertations.ub.rug.nl/FILES/faculties/science/2005/j.h.a.folgering/c1.pdf>
- [6]. Argemí Rubén. Capítulo 13 – Principios fisiológicos y aplicación de la electroestimulación. [Online]. 2010 [citado 30 Agosto 2011] Disponible en:
URL:<http://www.fuerzaypotencia.com/articulos/Download/electro.pdf>
- [7]. Rigaux Pierre. Muscular electrostimulation in sport and technological advances. Compex Tech [Online]. 2010 [citado 5 Setiembre 2011]
Disponibile en: URL:<http://www.hammernutrition.com/downloads/muscle.pdf>
- [8]. Vistoria Plá María. Corrientes rusas como método de entrenamiento para la hipertrofia muscular, en culturistas. [Online]. 2006 [citado 27 Agosto 2011]
Disponibile en: URL:http://www.efisioterapia.net/articulos/leer.php?id_texto=216
- [9]. Porcari Jhon, Miller Jennifer, Cornwell Kelly, Foster Carl, Gibson Mark, McLean Karen, et al. The effects of neuromuscular electrical stimulation training on abdominal strength, endurance, and selected anthropometric measures. Journal of Sports Science and Medicine. [Online]. 2005 [citado 3 Setiembre 2011] 4: 66-75.
Disponibile en: URL:<http://www.jssm.org/vol4/n1/9/v4n1-9pdf.pdf>
- [10]. Ruiz Gallardo Pablo, González Montesinos José Luis, Mora Vicente Jesús. La electroestimulación como complemento al entrenamiento isométrico voluntario en la mejora de la fuerza isométrica máxima. Diferencias entre hombres y mujeres de mediana edad. [Online]. 2007 [citado 27 Agosto 2011]
Disponibile en: URL:http://articulos-apunts.edittec.com/89/es/089_056-063ES.pdf
- [11]. IPD. Transparencia. [Online]. [2002?] [citado 21 Setiembre 2011] Disponible en:
URL:http://www.ipd.gob.pe/transparencia_ipd/documentos/institucional/ente_ipd.pdf

- [12.] IPD. Estadísticas deportivas del Instituto Peruano del Deporte. [Online]. 2011 [citado 20 Setiembre 2011] Disponible en:
URL:http://www.ipd.gob.pe/transparencia_ipd/doc_transparencia/boletin_estadistico/Boletin_Estadistico_Junio_2011_20Set2011.pdf
- [13.] Reyes Bossio Mario Alexander. Política Deportiva: Factores reales del sistema deportivo. [Online]. 2006 [citado 15 Setiembre 2011]
Disponible en: URL:<http://www.scielo.org.pe/pdf/liber/v12n12/a06v12n12.pdf>
- [14.] Ley N° 28036: Ley del deporte de Perú. IUSport. [Online]. [2003?] [citado 20 Setiembre 2011] Disponible en:
URL:http://www.iusport.es/php2/images/Documentos/legislacion_spain/ley_peru_deporte_28036.pdf
- [15.] IPD. Compendio Estadístico 2010. [Online]. 2011 [citado 20 Setiembre 2011] Disponible en:
URL:http://www.ipd.gob.pe/transparencia_ipd/doc_transparencia/compendio_estadistico/compendio_estadistico_2010.pdf
- [16.] Anatomía, Enciclopedia Autodidáctica Océano. 2da Edición. España. Océano; 1987.
- [17.] Sarbach Ferriol Alejandro. Unidad 2: Bases biológicas del ser humano. [Online]. 2011 [citado 4 Noviembre 2011] Disponible en:
URL:<http://asarbach.wordpress.com/programacion/unidad-2-bases-biologicas-del-comportamiento-humano/>
- [18.] Guyton Arthur C. Tratado de Fisiología Médica. 11va Edición. Mc Graw-Hill / Interamericana; 2006.
- [19.] La contracción muscular. [Online]. 2008 [citado 2 Noviembre 2011] Disponible en:
URL:<http://intranet.iesmediterraneo.es/filesintranet/LA%20CONTRACCION%20MUSCULAR.pdf>
- [20.] Curso de orientación familiar. Medicina y Salud. 1ra Edición. España. Océano; 1983.
- [21.] Pombo Manuel. La electroestimulación: entrenamiento y periodización. 1ra Edición. España. Editorial Paidotribo; 2004.
- [22.] Instituto Tecnológico de Sonora. Electroodos de biopotencial. [Online]. 2011 [citado 22 Noviembre 2011] Disponible en:
URL:http://saeti2.itson.mx/ArchivosCarpetas/AreasContenido/Course_2413/Cuenta_235360/Electroodos.pdf
- [23.] Centro nacional de excelencia tecnología en salud. Estimulador eléctrico transcutáneo. [Online]. 2011 [citado 22 Noviembre 2011] Disponible en:
URL:http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo_guias/guias_tec/22gt_tens.pdf
- [24.] Tur Mari Josep. Instrumentos y métodos de registro en experimentación animal. [Online]. 2011 [citado 22 Noviembre 2011] Disponible en:
URL:<http://minnie.uab.es/~veteri/00009/cap16.pdf>

- [25]. COMPEX. Colocación de los electrodos. [Online]. 2006 [citado 9 de Diciembre 2013] Disponible en: URL:<http://planner.bycompex.com/placement.php?lg=SP>
- [26]. COMPEX. Manual de uso equipo COMPEX Energy. DJO Francia. 2011
- [27]. Forneiro Y, et al. Estimulador eléctrico terapéutico. [Online]. 2003 [citado 6 de Diciembre 2011] Disponible en:
URL:http://www.memsobio.sld.cu/habana2003/Articles/T_0054.pdf
- [28]. García Canfrán Mario, Pastor Vega José María, Gásquez Parra José Antonio, Nava Enrique. Diseño e implementación de un electroestimulador programable. [Online]. 1998. [citado 6 de Diciembre 2011] Disponible en:
URL:<http://www.ace.ual.es/~jgazquez/icons/Caseib98.pdf>
- [29]. Zunino Fernando, Escobar Sergio, Chaves Justo, Taberning Carolina. Desarrollo de un estimulador para la evocación del reflejo de Hoffmann. [Online]. 2005. [citado 6 de Diciembre 2011] Disponible en:
URL:http://www.sabi.org.ar/anales/cd_2005/pdf/069SN.PDF
- [30]. Burr-Brown Application Bulletin. Implementation and applications of current sources and current receivers. [Online]. 2000. [citado 09 de Diciembre 2013] Disponible en: URL:<http://www.ti.com/lit/an/sboa046/sboa046.pdf>
- [31]. Justo Chaves, Sergio Escobar, Carolina Taberning. Fuente de corriente con salida de alta impedancia para estimuladores eléctricos funcionales. [Online]. 2006 [citado 9 de Diciembre 2013] Disponible en:
URL:<http://www.revistacyt.uner.edu.ar/pdfs/CDyT%2033%20%20Pag%20195-206%20-%20Fuente%20de%20corriente.pdf>
- [32]. Fluke Biomedical. Manual de uso ESA620 Electrical Safety Analyzer. Fluke Corporation. Enero 2008.
- [33]. Internacional Standard. IEC 60601-1. Edición 3. 2005 – 2012
- [34]. National Semiconductor. 3-Terminal Adjustable Regulator - LM317 [Online] [citado 10 Agosto 2012] Disponible en:
URL:<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS009063.PDF>
- [35]. National Semiconductor. 3-Terminal Adjustable Negative Regulators - LM337 [Online] [citado 10 Agosto 2012] Disponible en:
URL:<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS009067.PDF>
- [36]. National Semiconductor. Simple Switcher 3A step-down voltage regulator LM2576 [Online] [citado 16 Agosto 2012] Disponible en:
URL:<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS011476.PDF>
- [37]. ON Semiconductor. 3.4 A, Step-Up/Down/Inverting Switching Regulators - MC34163 [Online] [citado 16 Agosto 2012] Disponible en:
URL:http://www.onsemi.com/pub_link/Collateral/MC34163-D.PDF