

UNIVERSIDAD MAYOR DE SAN ANDRES
FACULTAD DE TECNOLOGIA
ELECTRONICA Y TELECOMUNICACIONES



PROYECTO DE GRADO

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR PARA
PACIENTES DE FISIOTERAPIA”

PRESENTADO POR: ELVIS AMBROCIO RIOS QUISPE

TUTOR: Lic. LUIS RICHARD MARQUEZ GONSALEZ

AGOSTO – 2014

La paz – Bolivia

PRELIMINARES

Dedicatoria.....I

Agradecimientos.....II

Resumen.....III

CAPITULO 1: GENERALIDADES

1.1. INTRODUCCIÓN..... 1

1.2. ANTECEDENTES..... 1

1.3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA..... 2

1.3.1. Identificación del problema 2

1.3.2. Formulación del problema 2

1.4. OBJETIVOS 3

1.4.1. Objetivo general 3

1.4.2. Objetivos específicos 3

1.5. JUSTIFICACIÓN 3

1.5.1. Justificación Técnica..... 3

1.5.2. Justificación Económica..... 3

1.5.3. Justificación social..... 4

CAPITULO 2: MARCO TEÓRICO

2.1. Sistema Muscular.....5

2.2. Anatomía Muscular..... 5

2.3 Fisiología Muscular.....9

2.3.1 Funciones Generales	10
2.3.2 Funciones de los Tejidos.....	11
2.4 Lesiones de los Nervios y Músculos periféricos.....	12
2.5 La Piel.....	13
2.6 Impedancia de la Piel.....	14
2.7 Campo Endógeno en Tejido Biológico.....	15
2.8 Comportamiento Bioelectrico de la Piel.....	16
2.9 Comportamiento Bioelectrico de las Heridas.....	17
2.10 Bioelectronica	19
2.11 Electroestimulacion.....	19
2.12 Parámetros.....	20
2.13 La Forma de Onda	21
2.14 Frecuencia.....	22
2.15 Ancho de Pulso.....	23
2.15.1 Reobase.....	23
2.15.2 Cronaxia.....	23
2.16 La Intensidad.....	25
2.17 Tipos de Electroestimulacion.....	25
2.17.1 Electroanalgesia.....	26
2.17.2 Electroestimulacion Muscular.....	27
2.17.3 Iontoferesis.....	28
2.17.4 Terapia Interferencial.....	27
2.18 Métodos de Aplicación de la Electroterapia.....	29
2.19. Características de Equipos de Electroestimulacion.....	29
2.19.1 Electroodos.....	30

2.20	Parámetros de Seguridad.....	31
-------------	-------------------------------------	-----------

CAPITULO 3: ESTUDIO TÉCNICO DEL PROYECTO

3.1	Análisis Técnico del Electroestimulador.....	32
3.1.1	Diseño del Electroestimulador.....	32
3.1.2	Generador de Ondas.....	33
3.1.2.1	Funcionamiento del Circuito Integrado XR2206.....	35
3.1.3	Modulador PWM.....	39
3.1.4	Sumador de Señales PWMP y PWMN.....	40
3.1.5	Circuito Generador de la Señal IFT.....	40
3.1.6	Limitación de Corriente	42
3.1.7	Potencia y Salida a Paciente.....	43
3.1.8	Circuito de Control.....	45
3.1.8.1	Microcontrolador Atmega 16.....	45
3.1.8.2	Diagrama de Flujo y Código Fuente.....	46
3.1.8.3	Código Fuente del Microcontrolador Atmega 16 en Lenguaje C.....	47
3.1.8.4	Diagrama del Circuito de Control.....	53
3.1.9	Funcionamiento General del Circuito.....	53
3.1.10	Pruebas y Funcionamiento.....	55
3.2	Planos del Circuito y Gabinete.....	57
3.3	Gabinete del Equipo de Electroterapia.....	58

CAPITULO 4 NORMAS MÉDICAS Y ESTUDIO DE COSTOS

4.1	NORMAS MEDICAS.....	59
4.2	Contraindicaciones.....	59
4.3.	Cronograma.....	60
4.4.	ANALISIS DE COSTOS.....	61
4.5.	Costos Directos.....	61
	4.5.1. Costos de Recopilación de Información.....	61
	4.5.2. Costos de Componentes Electrónicos.....	61
	4.5.3. Costo Indirectos.....	63
4.6.	Costo Total.....	64

CAPITULO 5: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1	Conclusiones.....	65
5.2	Recomendaciones.....	65
5.3.	BIBLIOGRAFIA.....	66

CAPITULO 6: ANEXOS

Anexos A características Técnicas del XR2206

Anexos B Instalación de electrodos Secam Stetic

DEDICATORIA

A Dios

Por haberme permitido llegar hasta a este punto de mi vida, coexistir para lograr mis objetivos, además de su infinita bondad y amor.

A mis padres

Aunque no estén a mi lado estoy seguro de que siempre me acompañan. En el corto tiempo que estuvieron a mi lado me motivaron para ser una persona de bien.

AGRADECIMIENTO

A mis docentes y tutor quienes con paciencia inculcaren en mi conocimiento y capacidad para guiar mis ideas.

A mis amigos por haberme brindado su apoyo cuando lo necesitaba.

Y sin lugar a dudas este proyecto no se hubiera realizado sin el apoyo moral de mis compañeros de trabajo y un agradecimiento especial al Sr. Yerko Ban Avila por su colaboración.

RESUMEN

El presente proyecto de grado que lleva como título "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR PARA PACIENTES DE FISIOTERAPIA" presenta un contenido aplicativo de las bases teóricas de la electrónica y la medicina destinada a la rehabilitación física.

En el capítulo uno se detalla una pequeña introducción y el objetivo en la cual se basa el proyecto partiendo de un problema, se justifica el desarrollo del proyecto en ámbito social económico y técnico.

En el capítulo dos se realiza una descripción del fundamento teórico en la que se basa el proyecto, los cuales estudian conceptos electrónicos y fisiológicos del los músculos nervios y tejido humano, también describe las bases teóricas de la electroestimulación comportamiento eléctrico muscular de las heridas y la impedancia de la piel.

En el capítulo tres se detalla la ingeniería del proyecto se presenta todo el desarrollo electrónico, programación lógica, y cálculos en las cuales se basa el proyecto, tomando las medidas de seguridad que se aplicas al diseño de un equipo médico para la cual está destinado el electroestimulador, además del diseño ergonómico y de fácil uso que pretende el equipo.

En el capítulo cuatro se menciona las normas de seguridad que sugiere los equipos de uso en medico, se muestra el análisis de los costos.

Se finaliza exponiendo las conclusiones y recomendación en el uso del equipo médico tomando en cuenta procedimientos médicos certificados de aplicación.

CAPITULO 1: GENERALIDADES

1.1. Introducción

La electroestimulación es considerada una de las terapias de rehabilitación de más éxito para pacientes con problemas físicos, este tipo de terapia utiliza la técnica de corrientes mínimas que estimulan el tejido vivo haciendo que las células vuelvan a trabajar en el área dañada.

Sin embargo existen diversos factores que se deben tomar en cuenta en el diseño ya que la mala dosis de energía eléctrica puede provocar quemaduras al paciente, la administración del modo de dosis la frecuencia y el tiempo de exposición a estas corrientes. Al preguntar a especialistas en este tipo de terapia se pudo constatar que es muy importante el monitoreo de la dosis de corriente suministrada al paciente ya que algunas personas tienen diferentes reacciones a este tipo de métodos de rehabilitación es por esto que el equipo debe contar con parámetros de seguridad eléctrica.

Para afrontar los requerimientos que necesita el terapeuta, se trabajará en el diseño de un equipo confiable basado en niveles de error mínimos utilizando conceptos de electrónica, ya que el equipo va dirigido a la rehabilitación de partes físicas del ser humano.

1.2. Antecedentes

El campo de la electrónica y la medicina juegan un papel importante y se ha convertido en una herramienta infalible para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades.

Con la ayuda de la electrónica es posible la manipulación de corrientes pequeñas a diferentes frecuencias, usando esta tecnología podemos provocar estimulación y contracción muscular o nerviosa buscando una finalidad terapéutica.

Sin embargo esta técnica se debe aplicar con un control estricto de dosis de corriente, lo que se hace el sistema tenga que cumplir normas de estimulación médica. Hoy los tratamientos que usan este tipo de terapia son controlados por especialistas que exigen una precisión y diversificación de las ondas según la aplicación para cada patología.

Con la aparición de los microcontroladores, circuitos integrados y circuitos generadores de ondas se facilita la manipulación de los tipos de onda, frecuencia y la amplitud lo que hace que el equipo sea portable y contemple con la herramienta de visualización de frecuencias mientras el paciente se expone a las dosis de corriente en fisioterapia.

1.3. Planteamiento del Problema

1.3.1. Identificación del Problema

Debido a que algunos equipos actuales que prestan estos servicios sufren de algunas falencias como un control de las corrientes máximas que le suministran al paciente.

Por lo tanto es necesario garantizar un equipo estable confiable y que cumpla con los parámetros y requisitos para procedimientos de uso terapéutico, además de un trabajo continuo sin sobrecalentamiento.

Además los altos costos de los equipos médicos en Bolivia que están manejados por empresas importadoras las cuales representan a las diferentes marcas de electromedicina a nivel mundial y que están son las únicas que tienen los derechos de venderlas y asistirlos técnicamente, y esto hace que hospitales y clínicas de presupuesto bajo no cuenten con este tipo de equipos.

1.3.2. Formulación del Problema

El problema descrito establece una situación de investigación y debe ser atendido desde el punto de vista técnico a fin de determinar medidas que permitan revertir la situación problemática detectada.

Buscar el cómo contribuir a un sistema de electroterapia que sea eficiente, seguro y que contemple con las normas de seguridad que la medicina requiere.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Realizar el análisis técnico e implementación de un equipo de electroestimulación muscular, enfocado en un óptimo funcionamiento, destinado a pacientes que necesiten terapia de estimulación eléctrica.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Efectuar una evaluación del sistema en función de los requerimientos de especialistas en terapia de electroestimulación.
- Desarrollar un modelo circuital que contemple las condiciones de seguridad que exige un equipo médico.
- Realizar la implementación de un modelo portátil y de fácil uso que goce de funcionamiento continuo del equipo.

1.5. Justificación

1.5.1. Justificación Técnica

Hoy en día los equipos de electroterapia son una herramienta importante para profesionales en fisioterapia por lo tanto estas deben ser precisas en la dosificación eléctrica, a la vez tienen que contemplar con ondas de ancho de pulso regulable al paciente y una programación manual de amplitud y frecuencias de forma precisa el cual facilita la manipulación al usuario.

1.5.2. Justificación Económica

La mayoría de los procedimientos utilizados en electroterapia son costosos esto se debe a los altos precios de los equipos por lo cual no todos los pacientes pueden tener acceso a la rehabilitación, el equipo estará diseñado con micro controladores y amplificadores operacionales, los costos de estos dispositivos no sufren de un alto precio por lo cual el equipo estará al alcance de centros médicos que cuenten con bajos presupuestos.

1.5.3. Justificación Social

Este equipo tendrá la posibilidad de funcionar desde estaciones de salud comunitarias hospitales de primer, segundo y tercer nivel. Porque el equipo gozara de un bajo costo haciendo que personas de bajos recursos puedan acceder a una terapia de rehabilitación usando tecnología de electroestimulación.

CAPITULO 2: MARCO TEORICO

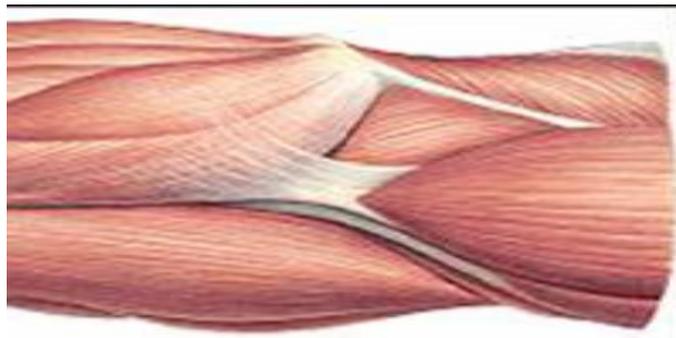
2.1. Sistema Muscular

El sistema muscular es el conjunto de más de 600 músculos que existen en el cuerpo humano, la función de la mayoría de los músculos es producir movimientos de las partes del cuerpo. El sistema muscular crea un equilibrio al estabilizar la posición del cuerpo, producir movimiento, regular el volumen de los órganos, movilizar sustancias dentro del cuerpo y producir calor. Además Junto al sistema óseo, articular y nervioso, el sistema muscular forma parte del sistema locomotor.¹

2.2. Anatomía Muscular

El musculo es un órgano contráctil que determina la forma y el contorno de nuestro cuerpo. Cuenta con células capaces de elongarse a lo largo de su eje de contracción (véase Fig. 2.1).²

Fig. 2.1 Musculo



FUENTE: www.cienece.com.ar febrero 4 de 2013

Formados por tejido muscular capaces de contraerse y relajarse. Esta función hace que los músculos tengan una rica irrigación sanguínea y una importante inervación. Los músculos están rodeados por una fascia, estructura de tejido conectivo que sirve para envolver al músculo y evitar que se desplace, además de

¹ Tortora G. Y col. (pág. 240) Sistema muscular. Cap 11. En Principios de Anatomía y fisiología. 3ª Ed. Ed Harcourt brace, Madrid España 1999.

² Quiroz Gutierrez F.(pág. 310) Miología. Cap 16. En Anatomía humana Vol 1 Aparato tegumentario, osteología artrología y miología. 37ª Ed. Ed Porrua, México 2000

aislar a uno o más grupos de músculos. Las fascias dan protección y autonomía al tejido muscular. Los músculos que se ubican sobre el esqueleto se unen a los huesos por medio de tendones o aponeurosis. La gran mayoría de estas estructuras presentan un punto de origen y otro de inserción. Hay músculos que tienen dos, tres o cuatro puntos de origen que se denominan bíceps, tríceps y cuádriceps, respectivamente. Normalmente, el o los puntos de origen y el punto de inserción se unen a huesos diferentes, incluyendo articulaciones que ayudan al movimiento.

Existen tres tipos de tejido muscular (véase Fig. 2), que a su vez conforma tres tipos de musculo y estos son:

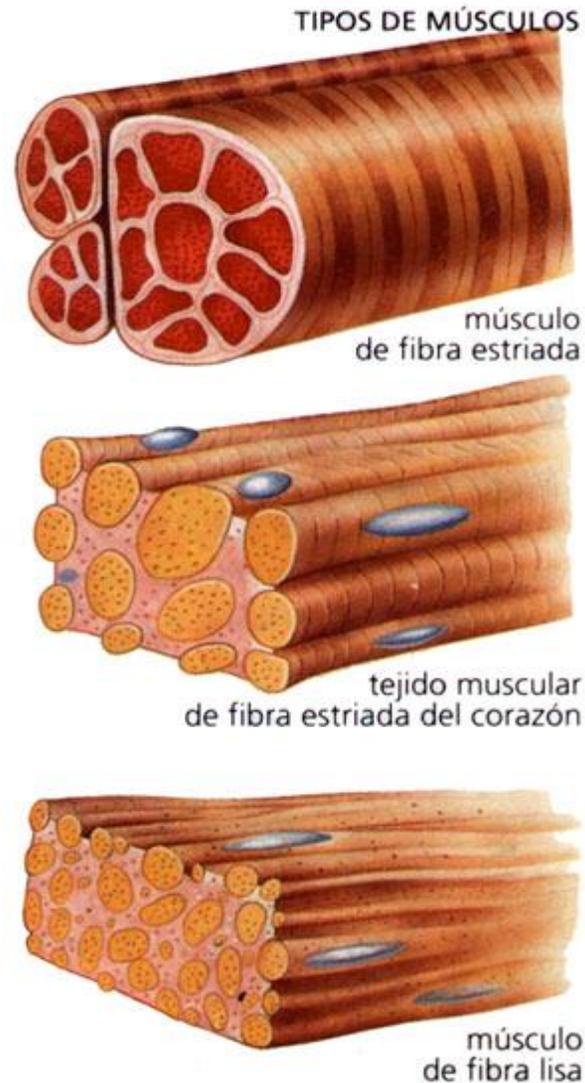
1. Tejido muscular esquelético. Puede describirse como musculo voluntario o estriado. Se denomina voluntario debido a que se contrae de forma voluntaria. Un músculo consta de un gran número de fibras musculares. Pequeños haces de fibras están envueltos por el perimisisio, y la totalidad del musculo por el epimisisio.

2. Tejido muscular liso. Este describe como visceral o involuntario. No esta bajo el control de la voluntad. Se encuentra en las paredes de los vasos sanguíneos y linfáticos, el tubo digestivo, las vías respiratorias, la vejiga, las vías biliares y el útero.

3. Tejido muscular cardiaco. Este tipo de tejido muscular se encuentra exclusivamente en la pared del corazón. No esta bajo el control voluntario sino por automatismo. Entre las capas de las fibras musculares cardiacas, las células contráctiles del corazón, se ubican láminas de tejido conectivo que contienen vasos sanguíneos, nervio y el sistema de conducción del corazón.³

³ J.W. Wilson K. y col.(pág. 28) Tejido muscular. Cap 2. En Anatomía y fisiología en la salud y enfermedad. 4ª Ed. Ed. Manual Moderno, México 1994.

Fig. 2.2 Tejidos musculares



Fuente: www.biomecanica.ecaths.com febrero 18 de 2013

Los músculos se clasifican de acuerdo a su ubicación tabla 1 a la forma que presentan, al tipo de movilidad y de fibra muscular y a la función que desempeñan.

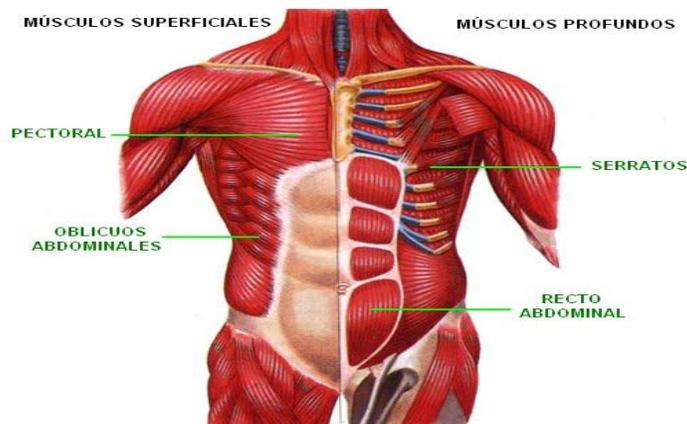
Tabla. 2.1. Clasificación de los músculos

CASIFICACIÓN DE LOS MUSCULOS	
Por la ubicación	SUPERFICIALES PROFUNDOS
Por la forma	LARGOS ANCHOS Y PLANOS CORTOS ESFINTERIANOS ORBICULARES
Por el tipo de movilidad	VOLUNTARIOS INVOLUNTARIOS
Por la fibra muscular	ESTRIADOS ESQUELÉTICOS ESTRIADOS CARDÍACOS LISOS
Por la función	FLEXORES EXTENSORES ADUCTORES ABDUCTORES PRONADORES SUPINADORES

Fuente: Elaboración propia referente ⁴

Desacuerdo a su ubicación, los músculos pueden ser superficiales (glúteos) o más profundos. Por lo general por lo general se insertan por medio de aponeurosis o tendones. Los músculos cutáneos se insertan directamente por la dermis.

Fig. 2. 3. Vista músculos superficiales y profundos



Fuente: www.scielo.cl/scielo.php Febrero 22 de 2013

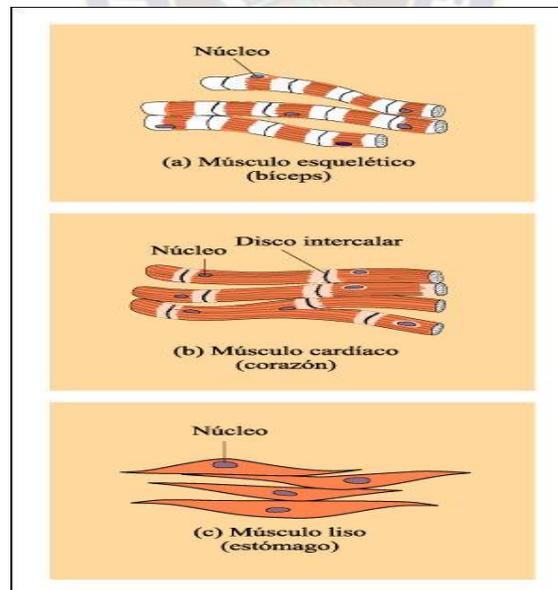
⁴ Tortora G. y col. (pág. 296---298) Sistema muscular. Cap 10. En Principios de Anatomía y fisiología. 3ª Ed. Ed Harcourt brace, Madrid España 1999.

2.3. Fisiología muscular.

El sistema muscular está formado por células especializadas en la conversión de la energía química en fuerza contráctil (véase Fig. 4), capaces de estirarse sobre su eje de contracción.

Las células se encuentran cubiertas por una membrana estimulable llamada sarcolema, mientras su citoplasma se denomina sarcoplasma. Y en ella existen un gran número de mitocondrias grandes y muchos gránulos de glucógeno, y una característica especial es la presencia de filamentos proteicos contráctiles, los miofilamentos. Que se encuentran por toda la célula y solo son visibles en el microscopio electrónico, se clasifican en dos tipos: finos y gruesos. Los filamentos gruesos consisten en una proteína la actina, de forma fibrilar, aunque también puede ser de forma globular. Los filamentos finos consisten en otra proteína la miosina. Cuando los miofilamentos se agrupan se conocen como miofibrillas.⁵

Fig. 2.4 Células de los músculos esqueléticos, cardíacos y lisos.



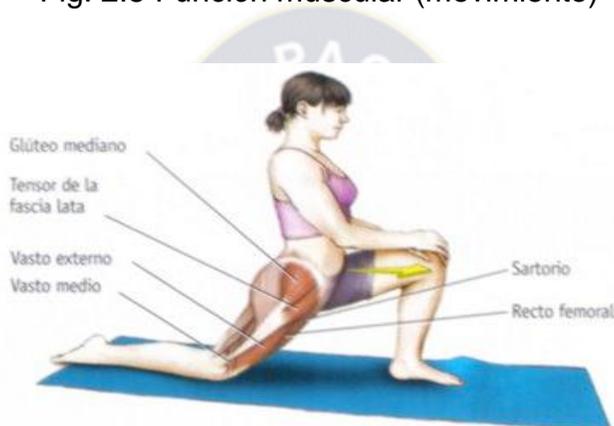
Fuente: www.medicosdeelsalvador.com Febrero 25 2013

⁵ Le Vay D. (pág. 57 y 58) El músculo. Cap 4. En Anatomía y Fisiología humana. 1ª Ed. Ed Paidotribo, Barcelona España.

2.3.1. Funciones Generales

En estas funciones los músculos juegan un gran papel en la importancia de la función muscular para la vida normal. El movimiento no es la única aportación de los músculos a la supervivencia en salud. Otras dos funciones esenciales: la producción de una gran parte del calor del cuerpo y el mantenimiento de la postura.

Fig. 2.5 Función muscular (movimiento)



Fuente: www.medicomoderno.org Marzo 4 de 2013

Movimiento. Las contracciones del músculo esquelético producen movimientos del cuerpo como un todo (locomoción) o bien de alguna de sus partes (véase Fig. 5).

Producción de calor. Las células musculares, como todas las demás, producen calor por el principio denominado del catabolismo. Sin embargo dado que las células del músculo esquelético son muy activas y numerosas, producen una parte importante del calor total del cuerpo. Por tanto las contracciones del músculo son partes fundamentales del mecanismo que mantiene la homeostasis de la temperatura.

Postura. La contracción parcial continua de muchos músculos (esqueléticos) permiten estar de pie, sentarse y otras posiciones mantenidas del cuerpo.⁶

⁶ Thibodeau G. y col.(pág. 224---226) Anatomía del sistema muscular. Cap 9. En Anatomía y Fisiología Estructura y función el cuerpo humano. 2ª Ed. Ed Harcourt brace, Madrid España 1995.

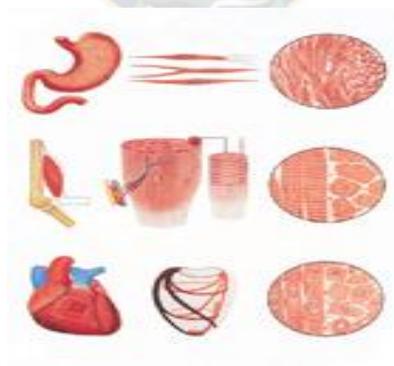
2.3.2. Funciones de los tejidos

Esquelético. Las células musculares esqueléticas poseen algunas características que les permiten funcionar como lo hacen. Una de ellas es la capacidad de ser estimuladas, denominada con frecuencia excitabilidad o irritabilidad. Estas células son estimulables por lo que pueden responder a los mecanismos reguladores, por ejemplo, los impulsos nerviosos. La contractibilidad de las células musculares, es decir, su capacidad para contraerse permite a los músculos tirar de los huesos, produciendo así el movimiento (véase Fig. 2.6).

Cardíaco. Delimita las paredes del corazón y se mueve de manera involuntaria, estimulando el bombeo de la sangre. Liso. Presente en la pared de muchos órganos huecos. Principalmente estimula el movimiento de las paredes de los órganos huecos (peristaltismo, mezclado).⁷

Se da nombre a los músculos de acuerdo a ciertas características, cabe agregar que cuando conocemos las razones por las que tienen determinado nombre es más lógico y por tanto más fácil aprendérselo. A continuación explicaremos estas características:

Fig. 2.6. Tejidos musculares



Fuente: www.medicomoderno.org Marzo 4 de 2013

⁷ J.W. Wilson K. y col. (pág. 28) Tejido muscular. Cap 2. En Anatomía y fisiología en la salud y enfermedad. 4ª Ed. Ed. Manual Moderno, México 1994.

El sistema muscular tiene un *ciclo vital*, en la niñez las células musculares aumentan en tamaño, número y capacidad de acortamiento sin embargo en la vejez estas características menguan y comienza la degeneración de los músculos

2.4. Lesiones de nervios y músculos periféricos

Las lesiones traumáticas de los músculos y nervios periféricos cursan con una pérdida de las funciones de control neural y se manifiestan con déficit de fuerza muscular, de sensibilidad y alteraciones en la regulación autó-noma de las regiones desnervadas.

Estas pérdidas pueden ser compensadas mediante la reinervación de los tejidos denervados por dos mecanismos fundamentales: la regeneración de los axones lesionados y/o la ramificación colateral de otros axones no lesionados. En el caso de axones motores la ramificación colateral implica que una motoneurona inferior aumente el número de fibras musculares que inerva.

Las unidades motrices indemnes «adoptan» a unas fibras musculares que no tenían inervación axonal (véase Fig. 2.7).

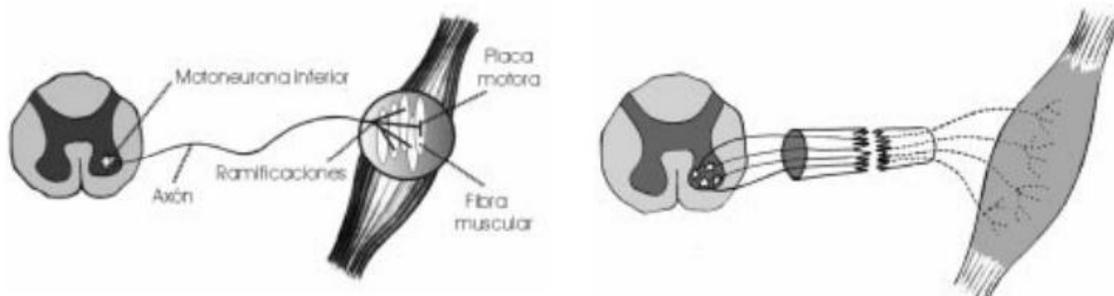
La probabilidad de reconstrucción de un nervio lesionado depende de la intensidad de la lesión.

La contracción muscular es posible gracias a la transmisión de señales bioeléctricas (potencial de acción) a lo largo de toda la unidad motriz funcional. El potencial de acción que transporta el axón llega a la placa motora terminal, se produce una sinapsis con liberación de acetilcolina y el potencial de acción se propaga por la membrana de la fibra muscular (sarcolema) y después de diferentes procesos bioquímicos se producirá la contracción de la fibra muscular.

Cuando el axón es seccionado se inicia la degeneración walleriana, el proceso de transmisión queda interrumpido y la fibra muscular estará denervada.⁸

⁸Alberts B, Bray D, et al. (pag. 372) Biologie moléculaire de la cellule. Paris: Flammarion; 1990.

Fig. 2.8. Elementos de la unidad electromotriz y músculo denervado



Fuente: <http://www.uclm.es> Mayo 3 de 2013

2.5. La piel.

Es una membrana fibroelástica, considerada la “envoltura viva del cuerpo”, es un órgano que desempeña una gran gama de funciones que incluyen la protección frente a agresiones externas, la termorregulación, la absorción de radiaciones ultravioleta y la producción de vitamina D, adicionalmente tiene una importante función de reconocimiento inmunitario, es una eficaz barrera de protección contra microorganismos patógenos, de igual forma es el órgano de mayor extensión del organismo y un potente receptor de estímulos sensoriales.

La estructura y función de este órgano, partiendo de que a pesar de estar dividido en capas, estas son unidades interdependientes que se articulan para garantizar el equilibrio celular y tisular de las estructuras permitiendo su normal funcionamiento.⁹

2.6.6. Impedancia de la piel.

La piel como barrera protectora innata posee características capacitantes que definen el comportamiento o respuesta de esta ante estímulos eléctricos

⁹ Chaitow L. (pág. 39-61.) Palpación y valoración de la piel en Terapia Manual: Valoración y Diagnóstico. Madrid: McGraw-Hill, 2001

exógenos como es el caso de estimulación eléctrica superficial, la cual es uno de los métodos empleados para el tratamiento de lesiones dérmicas; sin embargo para su adecuado uso terapéutico es necesario tener en cuenta aspectos como la impedancia de la piel que juega un papel determinante en el efecto de la electroestimulación como tratamiento en lesiones dérmicas ya que esta determina que factores como el voltaje y la frecuencia tengan las características necesarias para estimular la migración celular.

La impedancia de la piel está determinada por dos aspectos relevantes a saber, la resistencia y la reactancia, las cuales en los tejidos biológicos inciden en procesos como la separación de cargas e influyen en los gradientes electroquímicos que son producidos por la membrana celular y por la interface de los tejidos⁶⁸; para la piel se han reportado valores de impedancia que varían desde 100 Ω hasta 1 M Ω de acuerdo a la frecuencia empleada y al tipo de piel.¹⁰

La electroestimulación disminuye la impedancia, gracias a que facilita el paso de iones cargados a través del estrato córneo, esta disminución es dependiente de la duración de la aplicación del estímulo y de la densidad de la corriente bajo electrodo. En este sentido la reactancia, comprendida como el comportamiento de condensador de la membrana celular es dependiente de la frecuencia de la señal, por ello a bajas frecuencias la reactancia es muy grande para permitir que el estímulo eléctrico atraviese la membrana celular, lo que hace que este sea conducido únicamente por los electrolitos, disminuyendo el efecto deseado.

A bajas frecuencias (1kHz -10 kHz) el estímulo solo alcanza la membrana celular, la cual actúa como un mecanismo aislante razón por la cual el flujo de corriente se desplaza por los fluidos extracelulares, en contraste ante el uso de altas frecuencias (50 kHz-110 kHz), el flujo logra atravesar la membrana, logrando el efecto electroquímico requerido para favorecer el proceso de cicatrización.

Partiendo de estos principios característicos de la piel y teniendo en cuenta su impedancia, es necesario el uso altas frecuencias que se encuentren en el rango

¹⁰ GÉNOT C. (pág. 20-47.)Evaluación analítica y funcional en Kinesiterapia (Generalidades). Madrid: Ed. Panamericana, 2000.

de entre 50 kHz y 110 kHz, para lograr disminuir la impedancia y entregar a nivel celular el flujo necesario para estimular la migración celular.

2.7. Campo Endógeno en Tejido biológico

Un campo eléctrico es un campo de fuerza creado por la atracción y repulsión de cargas eléctricas, en el cual se genera una diferencia de potencial entre dos puntos.

En un medio conductor se produce un flujo de corriente el cual genera una corriente eléctrica; esta corriente es transportada por elementos ionizados principalmente por iones inorgánicos. Los campos eléctricos (CE) dependen de una fuente de voltaje (batería) y una vía conductora. Estos se encuentran de manera natural en los organismos vivos y son encargados de controlar procesos de crecimiento y comportamientos celulares.

Los organismos vivos están compuestos por células las cuales en su mayoría se unen entre sí mediante una matriz extracelular (MEC) o bien, por adhesión directa de una célula con otra formando distintas uniones, estas agrupaciones celulares dan lugar a los tejidos. Uno de los componentes importantes de las células es su membrana celular, cuya estructura se basa en una bicapa lipídica en la cual se encuentran distribuidas las proteínas permitiendo la formación de canales para un intercambio iónico con el exterior..

A nivel celular se produce una señal bioeléctrica generada por el potencial eléctrico transmembrana, el cual permite a las células: transportar moléculas alrededor de la membrana, señalar los eventos ocurridos en la superficie o fuera del medio y enviar señales a larga distancia.

Este potencial estagenerado de forma activa dependiendo de una bomba

continua y un sistema de transporte de iones (como la bomba sodio-potasio o los canales de entrada de calcio), en el cual actúan diversos mecanismos de transferencia.¹¹

2.8. Comportamiento bioeléctrico de la piel

Las características eléctricas presentes en la piel están dadas principalmente por la epidermis, específicamente por la capa cornea, en la cual las uniones celulares que se generan permiten que haya una comunicación continua entre ellas representando una actividad que se considera eléctricamente positiva. La generación de señales y el transporte de estas se logra mediante el Potencial Transepitelial (PTE), el cual proviene de los gradientes de concentración de iones a través de las membranas que rodean las células. Dependiendo de la naturaleza de los iones la membrana permite el traspaso de forma más fácil para algunos y genera mayor resistencia para otros, creando una diferencia en la concentración de iones a cada lado de la membrana, lo que genera una diferencia de potencial que tiende a buscar un punto de equilibrio.

El PTE está mediado por la acción y distribución de la concentración de iones en los canales iónicos de las células epiteliales; la mayoría de los canales de Na⁺ están localizados en la membrana apical, y la mayoría de los canales de K⁺ se ubican en la membrana basolateral, junto con el canal Na⁺/K⁺-ATPasa, el cual mantiene una concentración interna alta en K⁺ y baja en Na⁺, permitiendo que haya un ingreso de Na⁺ en la parte apical de la membrana y una salida de K⁺ en la zona basolateral de la membrana, creando a su vez un flujo de corriente positiva alrededor de las células epiteliales. Este PTE puede estar en un rango de 15 a 60 mV.

El campo eléctrico endógeno que se produce en la piel, mediado por la actividad del PTE, muestra propiedades catódicas al exterior del tejido y anódicas al interior

¹¹ LOVING J.(pag. 69-80.) Preparation for and Consultation with the Client en MassageTherapy. Stamford: Appleton & Lange.1999

de este, lo cual es consistente con los hallazgos de Foulds y Barker, los cuales demuestran la presencia de campo eléctrico generado entre la dermis y el estrato corneo, el voltaje que se produce esta alrededor de los 8 a 60 mV, siendo mayor en las extremidades y en la capa superficial de la piel. ¹²

2.9. Comportamiento bioeléctrico de las heridas

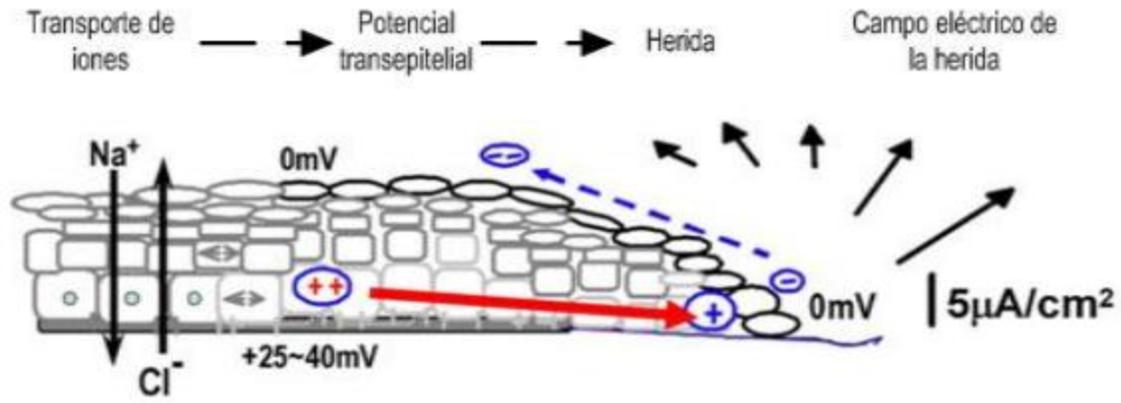
El flujo de iones en el medio intraepidérmico genera un potencial transmembrana en un rango entre 20 a 50 mV. Ante la presencia de agresiones que afecten la integridad de la piel, se presentan cambios en la membrana celular que altera el potencial transmembrana y el potencial transepitelial generándose así un corto circuito, dicho potencial genera en la lesión características eléctricas específicas y una menor resistencia en comparación con el tejido íntegro y da lugar a una salida de corriente de entre 1 y 10 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ y una densidad de corriente estimada de 300 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ cerca al borde de la herida.

La herida se torna más negativa hacia el centro, lo que genera una corriente direccionada de forma lateral hacia este sitio. Las células de la herida se encargan de mantener el flujo de iones que permanecerá activo hasta el cierre de la lesión gracias a la distribución homogénea de los canales de Na, K y Cl. (véase Fig. 9)

Este campo eléctrico en la herida es la primera señal que se genera y que da inicio al proceso de cicatrización activando la migración de los queratinocitos y de otros tipos de células por efecto galvanotáxico; el PTE varía durante el desarrollo de la herida entre 100-150 mV/mm y se ha propuesto como contribuyente en el control de su cicatrización.

¹² LOVING J. (pag. 82-91) Preparation for and Consultation with the Client en Massage Therapy. Stamford: Appleton & Lange. 1999

Fig. 2.9. Descripción de la generación de campos eléctricos.



Fuente; <http://www.ugr.es> 30 de abril de 2013

El borde de la herida está caracterizado por un gradiente de voltaje mayor a 200 mV/mm y una corriente entre 1 y 1,5 mA/mm (por milímetro de circunferencia de la herida) la cual fluye a través del circuito creado, llegando a las capas subcorneales y evidenciando la ubicación de las células dentro de un campo eléctrico, adicional a esto el potencial dérmico permanece intacto en una distancia de 2 a 3 mm alrededor del borde de la herida facilitando así la migración celular desde el tejido periférico hasta encontrar el lado opuesto; el cambio de la conductividad de la herida a lo largo del proceso de cicatrización hace que a medida que esta va sanando el flujo de la corriente cese.

Dicho proceso de restablecimiento del potencial eléctrico endógeno durante el proceso de cicatrización normal requiere de la interacción de muchos procesos biológicos, la disrupción de alguno de estos, genera una lesión crónica que presenta unas características determinadas a nivel molecular como disminución de las citoquinas pro-inflamatorias y la presencia de metaloproteinasas. Entre otros factores los cuales inciden directamente en la prolongación de la fase inflamatoria alterando el potencial eléctrico e inhibiendo el normal proceso de

cicatrización.¹³

2.10 Bioelectronica.

La bioelectronica es una de las partes con mayor desarrollo e importancia de la electrónica en la actualidad, ya que esta se enfoca una innovación en el campo medico, ya que a su vez forzara a otras ciencias como la medicina misma se exija a cambiar para el desarrollo en salud.

Como principal objetivo de la bioelectronica es formar personal capacitado en lo que se refiere al diseño, reparación y mantenimiento de uso diferenciado, como los de uso clínico, bioquímico, laboratorio, industria etc.

Todo lo antes mencionado sobre la bioelectronica esta enfocado en ciertos requerimientos que deberá ser tomados en cuenta por los que incurren en esta rama como la responsabilidad social y humana, la responsabilidad económica y técnica del especialista, ya que en las manos estará la vida de personas que utilicen estos equipos.¹⁴

2.11. Electroestimulación

La electroestimulación es una técnica que se utiliza una corriente eléctrica para provocar una contracción muscular o a su vez una nerviosa, mediante un aparato llamado electro estimulador para prevenir, entrenar o tratar músculos, buscando una finalidad terapéutica o mejorar su rendimiento.

Los tratamientos de electroestimulación son aplicados por un aparato llamado electro estimulador que no es mas que un generador de corriente, que produce impulsos eléctricos con la energía suficiente para provocar una diferencia de potencial que pueda excitar las células musculares y nerviosas, así modificar su estado habitual que es el reposo .

¹³ VIEL E.(pág. 35-61) Selección de la información mediante la técnica relato-observaciónmedición-planificación (ROM-P) en Diagnóstico Fisioterápico. Barcelona: Masson, 1999.

¹⁴ Electroterapia Pag.15. Healt Devices. Vol. 40. No 12. (2011)

El impulso eléctrico debe simular una contracción voluntaria esto se consigue cuando una corriente eléctrica calibrada en corriente y frecuencia excite a una moto neurona.¹⁵

Los impulsos deben ser calibrados según dos variables. Frecuencia(pulso por segundo) y cronaxia(ancho del impulso en microsegundos).

Este método se aplica en procesos dolorosos, inflamatorios músculo-esqueléticos y nerviosos periféricos, así como atrofias y lesiones musculares y parálisis. Existe la posibilidad de aplicarla combinada con la ultra terapia. La electroterapia en una prescripción medica y es aplicada con un fisioterapeuta o bien una técnica de tratamiento aplicada a manos de un Kinesiólogo.

2.12. Parámetros

Los estimuladores neuromusculares, se programan en función al objetivo que se pretende obtener al objetivo de su uso actuado sobre los siguientes parámetros: la forma de onda, su frecuencia , su intensidad, y el ancho del pulso.

Un ejemplo básico sobre cómo funciona la aplicación de estos parámetros eléctricos que se expone el paciente sería: imaginemos un herrero golpeando con su maza sobre el yunque, el golpe dado sobre el yunque sería el pulso, la forma de la maza sería el pulso, la forma de la maza sería la forma del pulso, el tamaño de la masa sería el tiempo del pulso y finalmente la intensidad sería la fuerza con que se realiza el golpe.

La posición y el tamaño de los electrodos son también un elemento muy importante en tener en cuenta en todos los tratamientos de electroestimulación.¹⁶

¹⁵ electroterapia (2011) Healt Devices. Vol. 40. No 12. Pag.189

¹⁶ electroterapia (2011) Healt Devices. Vol. 40. No 12. Pag.189

2.13. La forma de Onda

Aunque se ha especulado con las propiedades terapéuticas de las diferentes formas de onda, en la actualidad todo el mundo reconoce que la forma de pulso influye poco a nada en el resultado del tratamiento. Sin embargo si es importante para lograr que la estimulación sea confortable para el que la recibe.

El objeto de la electroestimulación no es otro que conseguir una reacción fisiológica concreta mediante la aplicación de una energía eléctrica externa. Dicha energía viene dada por el resultado de multiplicar la intensidad de corriente que transferimos por el tiempo:

$$Q=I*T$$

Q: energía de reacción fisiológica

I= Intensidad de corriente de aplicación

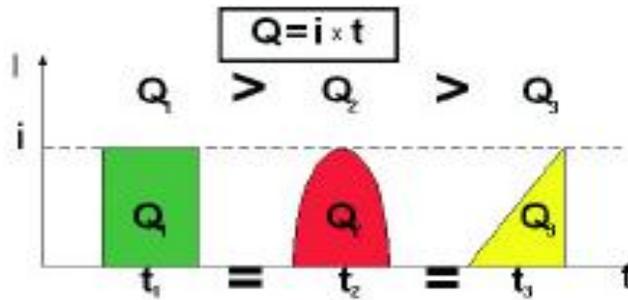
T tiempo de duración de pulso

Por consiguiente, existen unos valores mínimos de intensidad necesarios sin los cuales no es posible hacer reaccionar las células de nuestro cuerpo, y por tanto, la energía que necesitamos no podemos extraerla exclusivamente sobre la variable tiempo, por otra parte, es evidente que cuanto mayor sea la intensidad que aplicamos más difícil nos será conseguir una estimulación confortable.

Por tanto el grado de confortabilidad de un equipo de neuro-estimulación, dependerá exclusivamente de su capacidad de generar pulsos que a igual intensidad aporten mayor rendimiento energético.¹⁷

¹⁷ Aguilar Carlos. Pag. 21. Electromedicina 2da edición. (1994)

Fig. 2.9 formas de onda en electroestimulación



Fuente: www.efisioterapia.net Abril 10 2013

En la siguiente figura resulta fácil deducir que son los pulsos rectangulares los que a igualdad de intensidad aportan mayor energía en consecuencia los que ofrecen una estimulación más confortable.

2.14. Frecuencia

Se mide en hercios (Hz) un hercio significa un pulso por segundo, conforme variamos el valor de la frecuencia la reacción de nuestro organismo son diferentes, y será necesario conocerlas para poder programar el equipo adecuadamente

Las frecuencias entre 1 a 5 Hz son relajantes y se aplican en tratamientos de contracturas musculares.

Las frecuencias entre 5 a 10 Hz estimulan la circulación sanguínea y favorecen el aumento de creatinina y la disminución de ácido láctico.

Las frecuencias comprendidas entre 10 a 20 Hz estimulan las fibras lentas y favorecen la resistencia aeróbica.

De 20 a 30 Hz se trabajan las fibras musculares de tipo I o contracción lenta, mejorar la resistencia y fatiga.

Las frecuencias comprendidas entre 30 a 50 Hz estimulan las fibras intermedias tipo LLA.

Las frecuencias comprendidas entre 50 a 75 Hz actúan de forma específica sobre la fibra tipo IIb que desarrolla la fuerza.

Las frecuencias comprendidas entre 75 a 120Hz se trabaja la fuerza explosiva

A su vez las frecuencias de 50 a 150 son frecuencias analgésicas.¹⁸

2.15. Ancho de pulso

Se llama ancho de pulso al tiempo que transcurre desde que este inicia su actividad hasta que desaparece su valor se mide en micros segundos($1 \cdot 10^{-6}$ seg.).

Para determinar el ancho de pulso que debemos utilizar nos serviremos de dos términos neurofisiológicos la Rheobase y la cronaxia.

2.15.1. Reobase

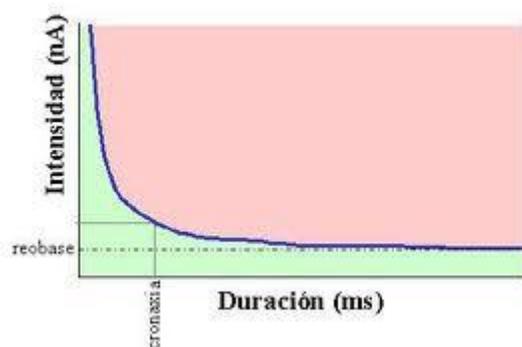
Es la mejor intensidad en miliamperios necesaria para conseguir una contracción de un pulso rectangular en 1s.(respuesta motora o sensitiva aunque normalmente se la hace a la motora necesaria para provocar una contracción umbral)

2.15.2. Cronaxia

El tiempo mínimo para conseguir una respuesta con una intensidad doble de la reobase en la siguiente figura se muestra la relación.

¹⁸ Electroterapia. (Pag.200).Healt Devices. Vol. 40. No 12. (2011)

Fig. 10 Reobase vs Cronaxia



Fuente: www2.unicen.edu.bo abril 21 de 2013

Estos conceptos, sirven para lograr un equilibrio entre los dos parámetros de intensidad y tiempo (ancho de pulso) de modo que podamos conseguir una estimulación lo más confortable posible.

Los valores de cronaxia y reobase dependen básicamente del tipo de proporción de fibras musculares que compone cada músculo y lógicamente varían de una persona a otra y también en un músculo a otro. Es evidente que la musculatura es un corredor de velocidad que no se parece en nada a la de un fondista.¹⁹

Por lo tanto la mayoría de los pacientes o usuarios de los neuroestimuladores no disponen de información concreta sobre los tiempos de cronaxia de los músculos, lo más aconsejable es probar durante el tratamiento diferentes anchos de pulso hasta dar con el que resulte más agradable. Un criterio general bastante utilizado es el de empezar la estimulación en los miembros superiores y el tronco con anchos de 200 micro segundos. Y en los miembros inferiores con anchos de 350 micro segundos. Para tratamientos de analgesia el ancho de pulso debe estar en 200 micro segundos.²⁰

¹⁹ Electroterapia. (Pag.200).Health Devices. Vol. 40. No 18. (2011)

²⁰ Electroterapia. (Pag.210).Health Devices. Vol. 40. No 12. (2011)

2.16. La Intensidad

Una vez programado el estimulador quedaría por contestar una última pregunta que es el nivel de intensidad que debemos aplicar en cada caso.

Muchos usuarios utilizan el equipo aplicando el sentido común, no existen formulas matemáticas por que las personas no son iguales ni hay musculos idénticos. Por lo tanto la intensidad debe ser suficiente como para provocar el nivel de contracción o analgesia deseado pero sin producir molestia ni dolor para el usuario.

En la analgesia la contracción no es necesaria e incluso puede estar contraindicada por lo que el valor de de intensidad necesario no debe sobrepasar del nivel de percepción agradable.

Por esta razón se recomienda que la intensidad siempre la gradué el paciente, siempre asesorado por un profesional , por otro lado estudios afirman que se debe elevar la intensidad hasta el máximo soportable para reclutar la mayor cantidad posible de fibras musculares», ya que, no debemos olvidar, que: la cantidad de fibras musculares circunscritas depende no sólo de la intensidad aplicada, sino también de la posición de los electrodos y de la anchura del pulso. En la mayoría de las ocasiones, para obtener una mayor contracción resulta suficiente con desplazar unos pocos milímetros un electrodo o subir ligeramente la anchura del pulso.

Además, todavía se desconoce, si un nivel de intensidad demasiado elevado, al límite del umbral de tolerancia, puede resultar dañino para las fibras musculares o nerviosas. Por tanto, y aunque todos los equipos de electroestimulación tengan.

2.17. Tipos de Electroestimulación

Dentro de la electroestimulación existen diferentes tipos y técnicas para su aplicación en este proyecto trataremos los principales métodos que utilizados.

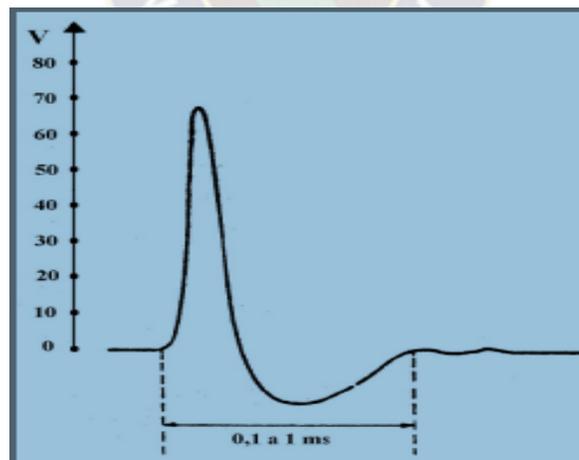
2.17.1. Electroanalgesia

Es una técnica destinada a bloquear los impulsos de dolor que viajan por medio de los nervios para luego llegar al cerebro.

La electroanalgesia tiene su base Melzack y Walk (1965), el cual establece que los impulsos dolorosos que viajan por los nervios hacia la medula, son controlados al entrar hasta posteriores de las mismas por impulsos interferentes que nacen en órganos no dolorosos tales como: corpúsculos del tacto, del frío, calor etc. Estimulando estos corpúsculos mecánicamente o eléctricamente, se producen impulsos en los nervios respectivos que al llegar a la medula bloquean los impulsos dolorosos.²¹

Las especificaciones de la onda Tens (véase fig. 11) es una intensidad de corriente y tensiones variables de 20 a 80 ma. Y 0 a 70 Voltios, además de una frecuencia óptima de 10 a 100 Hz.²³

Figura 11. Onda Tens utilizada para electroanalgesia con voltaje de 0-70 volt. Con una duración de 0.1 a 1 ms.



Fuente: www.efisioterapia.net Abril 21 2013

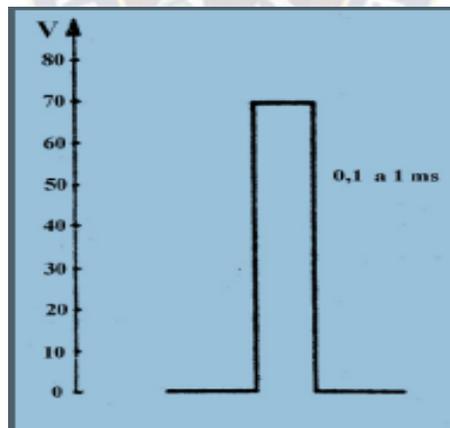
²¹ Electroterapia. (Pag.210).Healt Devices. Vol. 40. No 28. (2011)

2.17.2. Electroestimulación Muscular

La corriente de una onda rectangular (véase fig. 12), para evitar los desagradables o tenidos efectos polares (sensación eléctrica, irritación de la piel o quemaduras) es importante el lugar de ubicación de los electrodos por donde pasa la corriente ⁴.

La recomendación es amplia con un inicio de 25 mA. Hasta 120 mA o la máxima soportable, las corrientes de tipo galvánico están desaconsejadas, por el elevado riesgo de quemaduras eléctricas y por la desagradable sensación que se produce incluso en corrientes bajas.²²

Figura 2.12 Onda EMS (electroestimulación muscular)



Fuente: www.efisioterapia.net Abril 21 2013

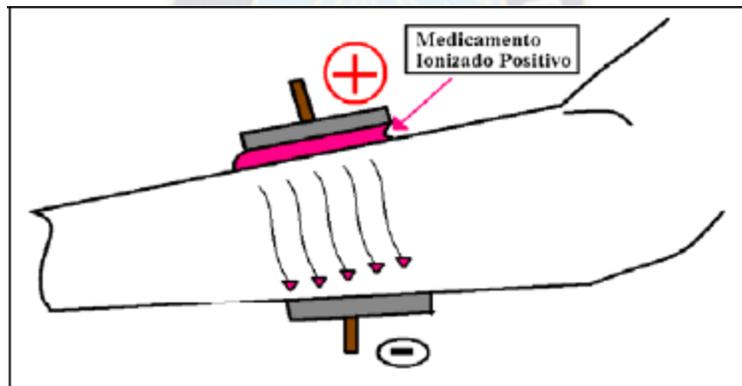
²² Electroterapia en fisioterapia. Parámetros importantes www.electroterapia.com

2.17.3. Iontoforesis

La iontoforesis es una técnica para introducir medicamentos ionizantes por los tejidos aprovechando la migración de cargas eléctricas dentro de un campo eléctrico de polariza constante, para esto se aplican dos electrodos enfrentados en el área a tratar, uno de los electrodos contiene la droga ionizada. (fig. 3)

El medicamento se coloca en el electrodo del mismo signo del ion que predominé en ella (positivo o negativo) con fuente de corriente contante en el rango de 1 a 15 mA.²³

Figura 2.13 esquema básico de aplicación de medicamento mediante iontoforesis.



Fuente: www.efisioterapia.net Abril 21 2013

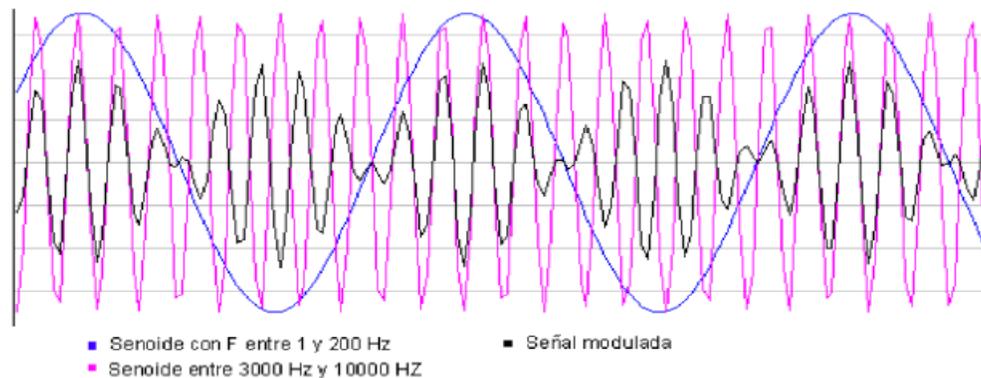
2.17.4. Terapia Interferencial

El estimulador de ondas interferenciales es un equipo que utiliza ondas sinusoidales portadoras de media frecuencia con envolventes de baja frecuencia. La terapia interferencial se utiliza para manejar el dolor agudo post operatorio, edema condiciones de inflamación y espasmos dolorosos de los músculos.

²³ Electroterapia en fisioterapia. Parámetros importantes www.electroterapia.com

La estimulación interferencial es diferente a el TENS, la que es un método para suprimir la señal de dolor que va al cerebro o para hacer que el dolor sea mas soportable. Mientras que IFT trata las causa del dolor, ya que las complicaciones son menos de las que se tienen con el uso de narcóticos para el alivio del dolor, usando el IFT acelera la recuperación de los pacientes.

Fig. 14 Modulación de las frecuencias para IFT



Fuente: www.efisioterapia.net Abril 21 2013

Paciente. Para generar este tipo de onda que necesita la multiplicación de 2 ondas sinusoidales una entre 1 y 200Hz y la otra entre 3 y 10 KHz, resultando la modulación en amplitud.²⁴

2.18. Métodos de Aplicación de Electroterapia

La aplicación de la terapia utiliza dos métodos. Método Cuadripolar, Método Bipolar. De estos dos métodos el mas recomendado es el Bipolar ya que el cuadripolar depende mucho de la colocación de los electrodos que no siempre se las pone de forma efectiva.

2.19. Características de equipos de electroestimulación

Para un electro estimulador se debe aplicar baja frecuencia que nos asegure una contracción muscular potente, visible y exenta de sensaciones eléctricas

²⁴ http://www.salud.gob.mx/unidades/cenetec/archivoscenetec/25gt_corriente_interfer.pdf

desagradables y que no produzcan quemaduras o irritaciones en la piel con pueden llagar a suceder con otros equipos similares.

2.19.1 Electrodo

Los electrodos son una de las partes fundamentales en lo que se refiere a equipos de elctroestimulacion ya que son los que van a realizar las interacción entre el equipo y el paciente, por lo que tiene que estar correctamente conectados al equipo y bien conectados al paciente.

Básicamente estamos hablando de materiales conductores como el zinc, carbón y otros que pueden estar cubiertos de materiales semiconductores de baja resistencia.

Existen electrodos fabricados directamente con materiales semiconductores que para su aplicación sobre la piel utilizan un gel para así obtener un contacto uniforme y homogénea y descartar lugares donde la estimulación puede llegar a ser desagradable y tengan un buen efecto sobre el paciente.²⁵

Figura 15 Electrodo para fisioterapia.



Fuente: www.efisioterapia.net Abril 21 2013

2.20. Parámetros de seguridad

²⁵ http://www.salud.gob.mx/unidades/cenetec/archivoscenetec/25gt_corriente_interfer.pdf

Las corrientes de baja frecuencia, s diferencia de media y alta frecuencia presentan un numero de contracciones no excesivamente alto, por lo que una técnica muy recomendable, si se siguen las indicaciones previnientes de un medico fisioterapeuta, preparador físico. Este método a pesar de no afectar la presión arterial si se limita al no uso de las personas con las siguientes características:²⁶

Personas con Marca pasos, personas con alteraciones de sensibilidad, con personas con tumores, personas diabética, no utilizar en personas hipersensibles y nerviosas.²⁷



²⁶ Electroterapia (2011) Healt Devices. Vol. 40. No 12. Pag.38

²⁷ http://www.salud.gob.mx/unidades/cenetec/archivoscenetec/25gt_corriente_interfer.pdf

Capítulo 3: Estudio Técnico del Proyecto

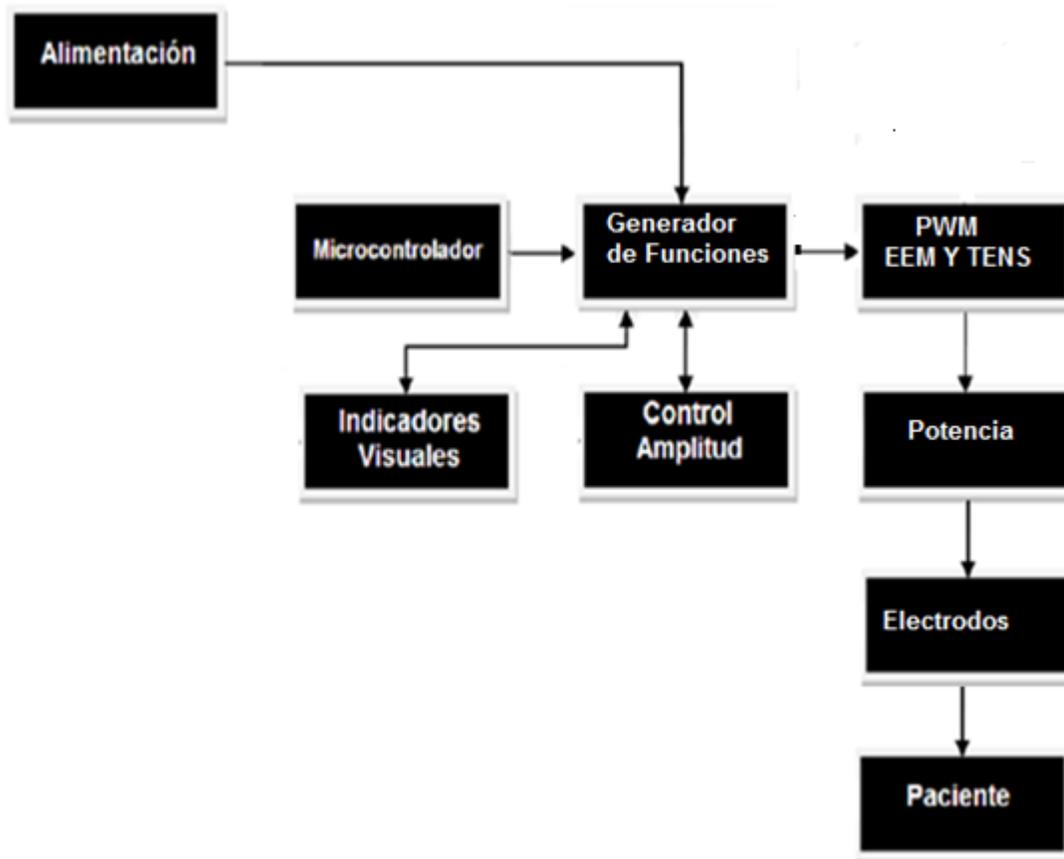
3.1. Análisis técnico del electroestimulador

3.1.1. Diseño del electroestimulador

El diseño del electroestimulador está basado en el diagrama de bloques del equipo, (véase figura 3.1). Para esto es necesario agrupar varias etapas que serán las protagonistas en el presente diseño.

Será necesario el uso de circuitos integrados, micro controlador, resistencias, capacitores, diodos, diodos emisores de luz amplificadores operacionales, transformadores, bobinas, transistores, una pantalla lcd de 2 por 16 filas en el cual se visualizara los programas.

Fig. 3.1 Diagrama de bloques del equipo



3.1.2 Generador de Ondas

Se denomina Generador de Ondas al dispositivo electrónico que puede generar ondas de diferentes frecuencias. Estos dispositivos son aparatos de 'laboratorio', es decir, un equipo que puede generar diferentes ondas, en función de lo que se necesite para probar y medir equipos o emitir señales a otras etapas. Los generadores de onda 'normales', generan ondas sinusoidales (las más simples), cuadradas y triangulares. Las ondas cuadradas son las que se denominan pulsos y se utilizan en electrónica digital, las triangulares se utilizan para 'bases de tiempo' sobre todo en TV tradicionales y otros dispositivos. Los generadores de onda poseen una 'banda' de frecuencia de operación, así se encuentran generadores de audio frecuencia, cuyas ondas se generan entre los 0 Hz y los 100 KHz o 500 KHz, y generadores de radio frecuencia, los cuales generan ondas desde los 100 KHz hasta varios MHz (mega Hertz). En particular los generadores de radio frecuencia son especiales, pues su banda de frecuencia puede ser muy amplia, así se producen para diferentes bandas como de HF, VHF o micro-ondas. Los generadores para micro-ondas superan los 1000 MHz (es decir 1 GHz), pudiendo llegar a 40 o 100 GHz. Mientras más elevada su frecuencia, más elevado su costo.

El proyecto contará con un circuito integrado generador de ondas monolítico XR2206, el cual es capaz de generar señales cuadradas, sinusoidales, y triangular con una alta precisión. El cual tiene un rango de frecuencias que va desde 0.001 Hz hasta 1 Mhz.

Este circuito integrado es ideal para comunicaciones instrumentación y desarrollo de aplicaciones industriales.

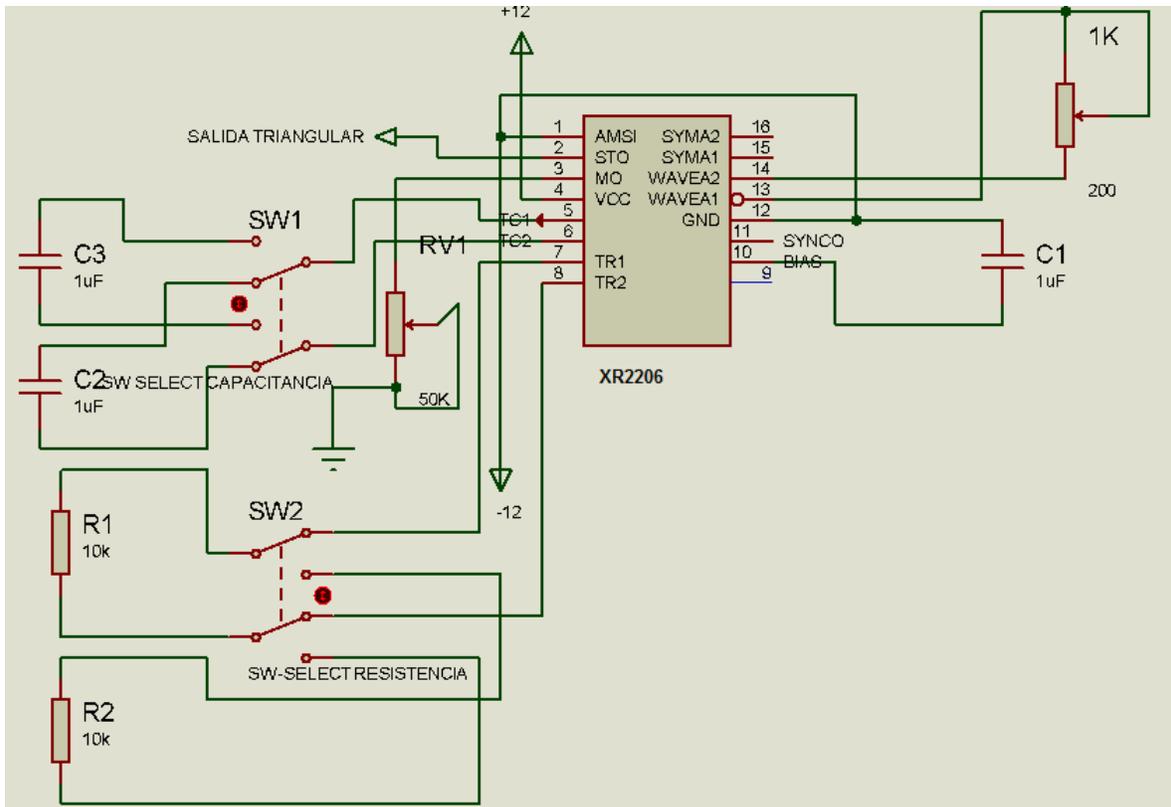
Tabla 3.1 configuración de los pines XR2206

Pin#	Uso	Tipo
1	-Vcc	Entrada
2	Salida de la señal triangular y sinusoidal	Salida
3	Ajuste de amplitud	Salida
4	Vcc	
5	Capacitor de frecuencia	Entrada
6	Capacitor de frecuencia	Entrada
7	Resistencia de frecuencia	Salida
8	NC	
9	NC	
10	Referencia de voltaje interno	Salida
11	Salida de la señal cuadrada	Salida
12	-Vcc	
13	Ajuste de forma de onda	Entrada
14	Ajuste de forma de onda	Entrada
15	NC	
16	NC	

FUENTE: Elaboración propia con base en especificación técnica XR2206

El principio de operación del circuito integrado XR2206 se basa en la frecuencia de operación f que está determinada por un capacitor externo C conectado al pin 5 y 6, y por la resistencia, R conectada al pin 7 entonces la frecuencia está dada por la ecuación 1, el diagrama de conexión del generador de ondas se muestra en el diagrama 3.2.

FIGURA 3.2 Diagrama de conexión del generador de ondas



FUENTE: Elaboración propia con base en especificación técnica XR2206

3.1.2.1. Funcionamiento del Circuito con XR2206

En la figura 16 se muestra el diagrama de conexión del CI generador de señales XR-2206 de Exar. El dispositivo se alimenta con cualquier voltaje DC entre 10 y 15 V aplicado en el pin 4(+Vcc) y entre -10 y -15 aplicado en el pin 1 y 12(-Vcc).esto para que la señal de salida sea asimétrica (semiciclos negativos y positivos) En nuestro circuito utilizamos una tensión de +12 V y -12 Vcc. El componente Gnd se conecta mediante el un trimer de ajuste de amplitud de la señal al pin 3.

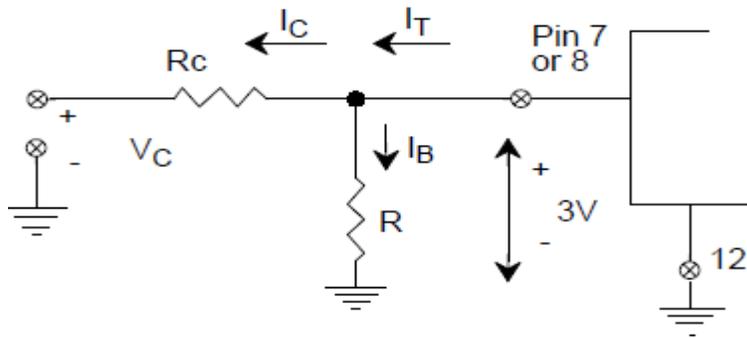
El VCO (oscilador controlado por voltaje) es el corazón del circuito se encuentra entre el pin 5 y 6. Genera una onda triangular cuya frecuencia depende del valor de un condensador y una resistencia externa. Esta frecuencia se puede evaluar matemáticamente mediante la siguiente formula:

Ecuación 1

$$f = \frac{1}{RC} Hz$$

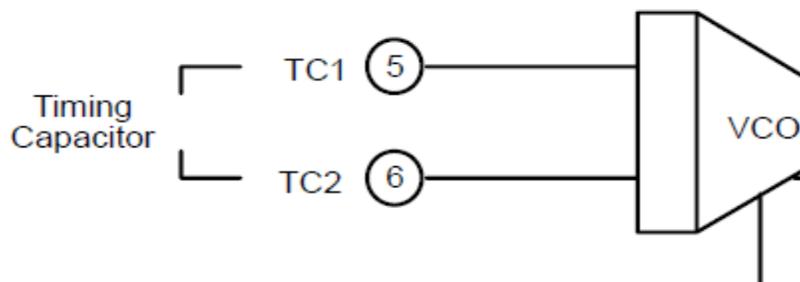
En esta ecuación, f es la frecuencia de salida en Hertz (Hz), R el valor de ohmios de la resistencia conectada entre el pin 7 u 8 ver figura 17 y C el valor en faradios (F) del condensador conectado entre los pines 5 y 6 ver figura 3.3.

Figura 3.3 Circuito de conexión para la frecuencia de barrido



Fuente: catalogo de especificaciones técnicas XR2206

Figura 3.4 Circuito de conexión para VCO (oscilador controlado por voltaje)



Fuente: catalogo de especificaciones técnicas XR2206

Por ejemplo:

Si $C=0.1 \mu F$ (10^{-7} F) y se desea obtener una señal de 1kHz (10^3 Hz),

Aplicando la Ecuación 1

$$f = \frac{1}{RC} Hz$$

$$R = \frac{1}{0.0000001 * 1000} = 10000$$

Entonces el valor de la resistencia será 10 KΩ

La señal obtenida en el pin 2 es una onda triangular cuando el pin 13 esta al aire y una onda seno cuando este pin se conecta con el pin 14 a través de una resistencia de bajo valor. En nuestro caso terminal 13 y terminal 14, utilizamos un potenciómetro de 500 Ω con el fin de tener control sobre la distorsión de la onda seno.

La máxima amplitud de la onda triangular o seno disponible en el pin 2 depende del valor de una resistencia externa conectada al pin 3. En nuestro caso, 50 kΩ.

7.1.2.2. Cáculo de frecuencias de funcionamiento del electroestimulador

Para la electroterapia las frecuencias de uso están según la terapia a aplicar al paciente.

-Terapia en modo Tens1 la frecuencia de aplicación al paciente sera 10 Hz se calcula con C= 1uf:

Utilizando la formula 1

$$f = \frac{1}{RC} Hz$$

Despejando R: $R = \frac{1}{fc}$

$$R = \frac{1}{1e - 6 * 10} = 1e6$$

Normalizando:

R= 100KΩ

-Terapia en modo Tens 2 la frecuencia de aplicación al paciente será 125 Hz se calcula con C=1uF

$$R = \frac{1}{1e - 6 * 125} = 8000$$

Normalizando:

$$R=8.2K\Omega.$$

-Terapia en modo Electroterapia local la frecuencia de aplicación al paciente será 250 Hz se calcula con C=1uF

$$R = \frac{1}{1e - 6 * 250} = 4000$$

Normalizando:

$$R=3.9k\Omega$$

-Terapia en modo Electroestimacion Intensa la frecuencia de aplicación al paciente será 50 Hz se calcula con C=1uF

$$R = \frac{1}{1e - 6 * 40} = 20.000$$

Normalizando:

$$R=22K\Omega$$

-Terapia en modo Electroestimacion Relax la frecuencia de aplicación al paciente será 20 Hz se calcula con C=1uF

$$R = \frac{1}{1e - 6 * 20} = 50000$$

Normalizando:

$$R=50K\Omega$$

-Terapia en modo Electroterapia Combinación la frecuencia de aplicación al paciente será 100 Hz se calcula con C=1uF

$$R = \frac{1}{1e - 6 * 100} = 10000$$

Normalizando: $R=10K\Omega$

3.1.3. Modulación PWM

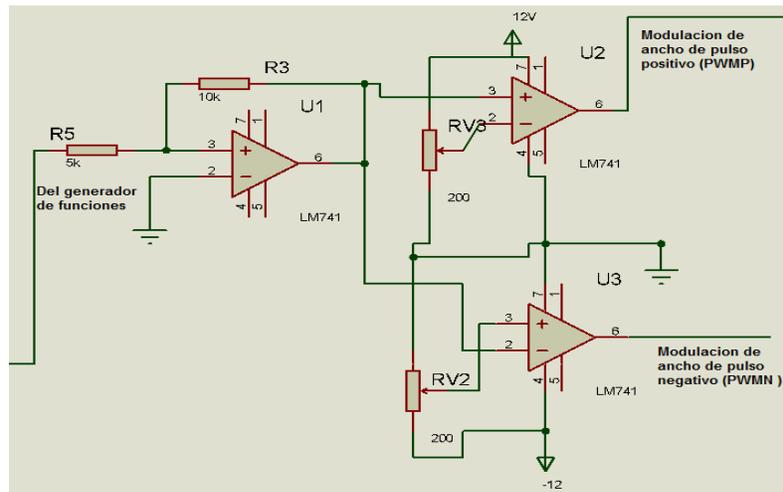
Los pulsos de Electrostimulación y Tens deben tener un ancho de pulso controlado entre 200 us. a 1 ms. para un efectivo tratamiento. Para logra este tiempo de duración de impulso se debe controlar modulando el ancho de pulso.

Para modular la señal triangular que nos entrega en generador de ondas y obtener un tiempo que este en el rango mencionado utilizaremos el circuito integrado LM 741 en su configuración como comparador.

En la figura 3.5. Se muestra como el amplificador U2, U3 compara una señal triangular con una señal de referencia que es regulada por la resistencia variable, de modo que cuando la señal triangular sobrepase la señal de referencia el amplificador operacional se saturara, como la señal de la onda triangular varia en amplitud en el tiempo la señal de referencia es posible su saturación modulando ancho de pulso positivo (PWMP) requerido para la electroterapia.

Para la modulación de ancho de pulso de señal negativa (PWMN) se procederá de la misma forma la diferencia está en que la señal de referencia va a la entrada positiva y la señal de triangular a la entrada negativa

Figura 3.5 modulación de ancho de pulso con LM741 como comparador

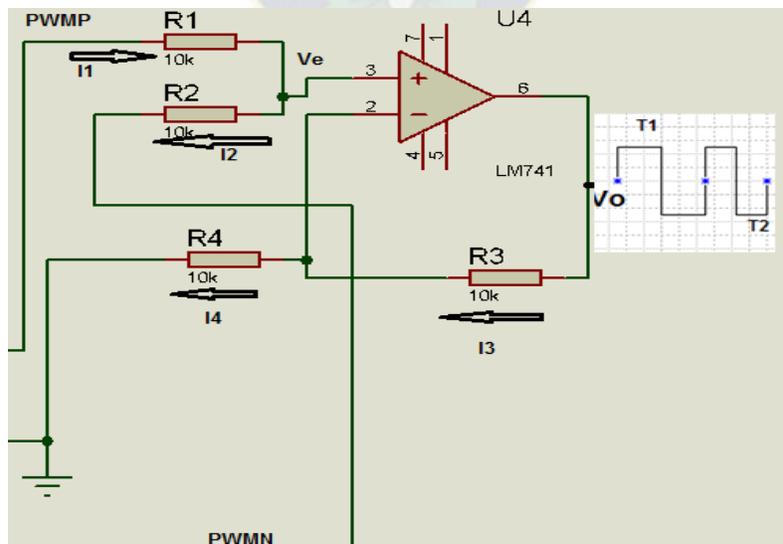


Fuente: Elaboración propia en base a especificaciones técnicas de LM741

3.1.4. Sumador de señales PWMP y PWMN

Para obtener una señal única es necesario la suma de PWMP y PWMN, para esto utilizaremos el circuito integrado LM 741 en su configuración como sumador no inversor figura 3.6.

Figura 3.6 amplificador sumador de señales PWMP y PWMN



Fuente: elaboración propia en base especificación técnica lm741

Calculo de R1,R2,R3,R4

$$\begin{aligned}
 I_1 &= I_2 & I_3 &= I_4 \\
 I_4 &= \frac{VE - 0}{R_4} & I_3 &= \frac{V_0 - VE}{R_3} & I_1 &= \frac{V_1 - VE}{R_1} & I_2 &= \frac{VE - V_2}{R_2} \\
 \frac{V_1 - VE}{R_1} &= \frac{VE - V_2}{R_2} \Rightarrow R_2(V_1 - VE) = R_1(VE - V_2) \Rightarrow \\
 V_1 \cdot R_1 - VE \cdot R_2 &= VE \cdot R_1 - V_2 \cdot R_1 \Rightarrow V_1 \cdot R_2 + V_2 \cdot R_1 = VE \cdot R_1 + VE \cdot R_2 \Rightarrow V_1 \cdot R_2 + V_2 \cdot R_1 = VE \cdot (R_1 + R_2) \Rightarrow \\
 VE &= \frac{V_1 \cdot R_2 + V_2 \cdot R_1}{(R_1 + R_2)}
 \end{aligned}$$

También tenemos:

$$\begin{aligned}
 \frac{V_0 - VE}{R_3} &= \frac{VE}{R_4} \Rightarrow R_4 \cdot (V_0 - VE) = R_3 \cdot VE \Rightarrow R_4 \cdot V_0 - R_4 \cdot VE = R_3 \cdot VE \Rightarrow R_4 \cdot V_0 = R_3 \cdot VE + R_4 \cdot VE \Rightarrow \\
 R_4 \cdot V_0 &= VE \cdot (R_3 + R_4) \Rightarrow VE = \frac{R_4 \cdot V_0}{R_3 + R_4}
 \end{aligned}$$

si igualamos las dos expresiones de VE:

$$\frac{R_4 \cdot V_0}{R_3 + R_4} = \frac{V_1 \cdot R_2 + V_2 \cdot R_1}{(R_1 + R_2)} \Rightarrow V_0 = \frac{(V_1 \cdot R_2 + V_2 \cdot R_1)}{R_1 + R_2} \cdot \frac{R_3 + R_4}{R_4}$$

la expresión final de Vo se puede simplificar para el supuesto de que el valor en paralelo de R1 y R2 sea igual al valor en paralelo de R3 y R4.

$$\begin{aligned}
 \frac{R_1 \cdot R_2}{R_1 + R_2} &= \frac{R_3 \cdot R_4}{R_3 + R_4} \Rightarrow R_3 + R_4 = \frac{R_3 \cdot R_4}{R_1 \cdot R_2} \cdot (R_1 + R_2) \Rightarrow \\
 V_0 &= \frac{V_1 \cdot R_2 + V_2 \cdot R_1}{R_1 + R_2} \cdot \frac{\frac{R_3 \cdot R_4}{R_1 \cdot R_2} (R_1 + R_2)}{R_4} = V_1 R_2 + V_2 R_1 \frac{R_3}{R_1 \cdot R_2} \\
 V_0 &= \frac{R_3}{R_1} \cdot V_1 + V_2 \cdot \frac{R_3}{R_2}
 \end{aligned}$$

Para una ganancia de 2

$R1= 1K\Omega$

$R2=1K\Omega$

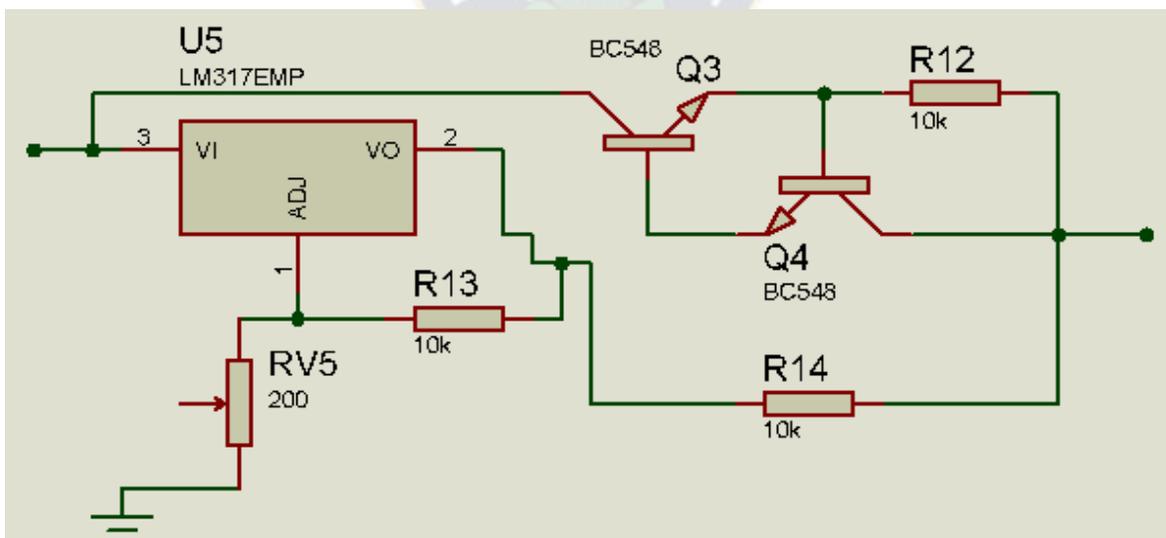
$R3=2K\Omega$

$R4=2K\Omega$

3.1.5 Limitación de Corriente

Para protección del paciente ante quemaduras es necesaria la regulación de la dosificación de corriente, el equipo contiene un circuito para limitación de corriente con un máximo de 15 ma.

Fig. 3.8 Circuito limitación de corriente



Fuente: Elaboración propia en base a especificación técnica LM317

En la figura 3.8 el transistor NPN Q3 , cuyo colector esta conectado a la base del transistor de paso Q4, entra en conducción al producirse una caída de tensión de entre 0.6 / 0.7 V producto del valor de la resistencia y la corriente máxima.

Por lo cual elegiremos el valor de la resistencia de modo tal que al aproximarnos a la corriente que consideremos máxima se produzca tal caída de tensión.

Al activarse el transistor de control le restará corriente a la base del transistor de paso reduciendo así la corriente de colector.

Por ejemplo: el limite de corriente es de 15 ma, la resistencia R14 será de 800 Ω , según la ecuación $V = I \times R$.

$$R14=V/I = 12/15\text{ma} \quad R14=800\Omega$$

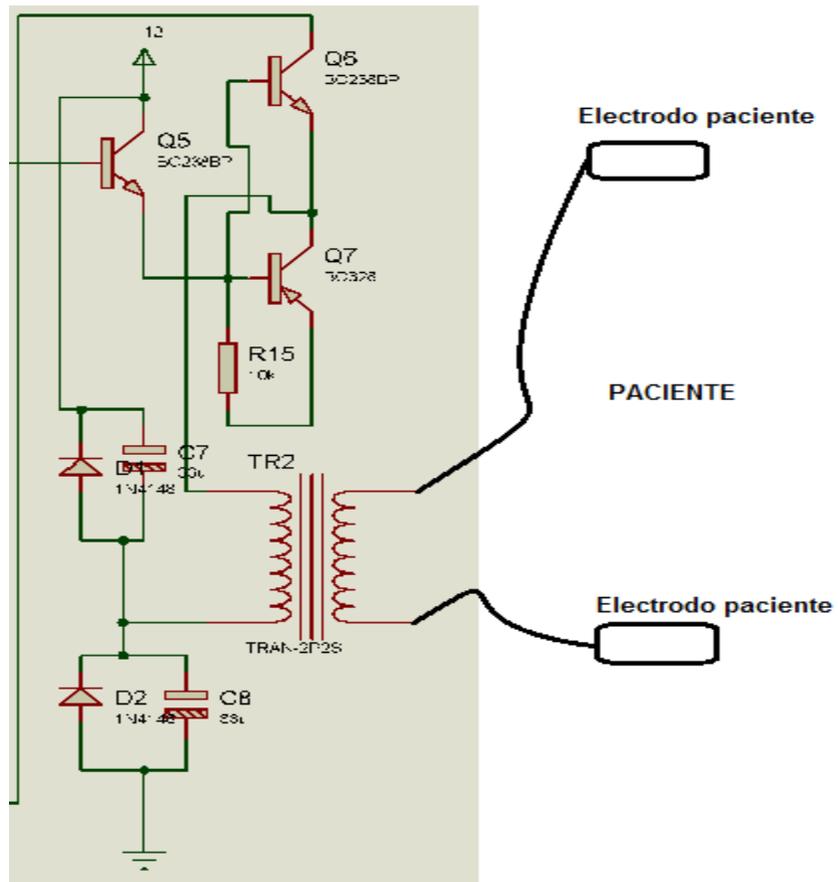
Para R12:

$$R12= 0.7V / I_{\text{max}} = 0.7 \text{ V} / 15 \text{ ma.} = 46\Omega \quad \text{Normalizando: } 47\Omega$$

3.1.6 Potencia y Salida a Paciente

La salida al paciente estará regulada por el regulador de voltaje lm317 descrito anteriormente, el transformador TR2 realiza el trabajo de elevador de voltaje con un máximo 70 voltios trabajando junto a los transistores Q5, Q7 trabajando como amplificadores de la señal de electroestimulación.

Fig. 3.9 Circuito salida a paciente



Fuente: elaboración propia

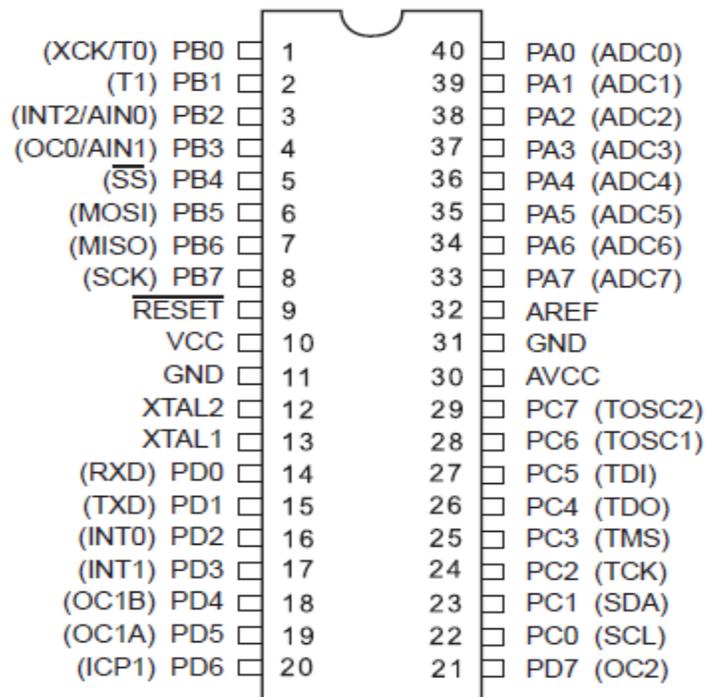
3.1.7 Circuito de Control

Para seleccionar las frecuencias de operación para cada una de las terapias y desplegarlas en una pantalla lcd 2 por 16 lineas se utilizara el microcontrolador atmega 16.

3.1.7.1 Microcontrolador ATMEGA 16

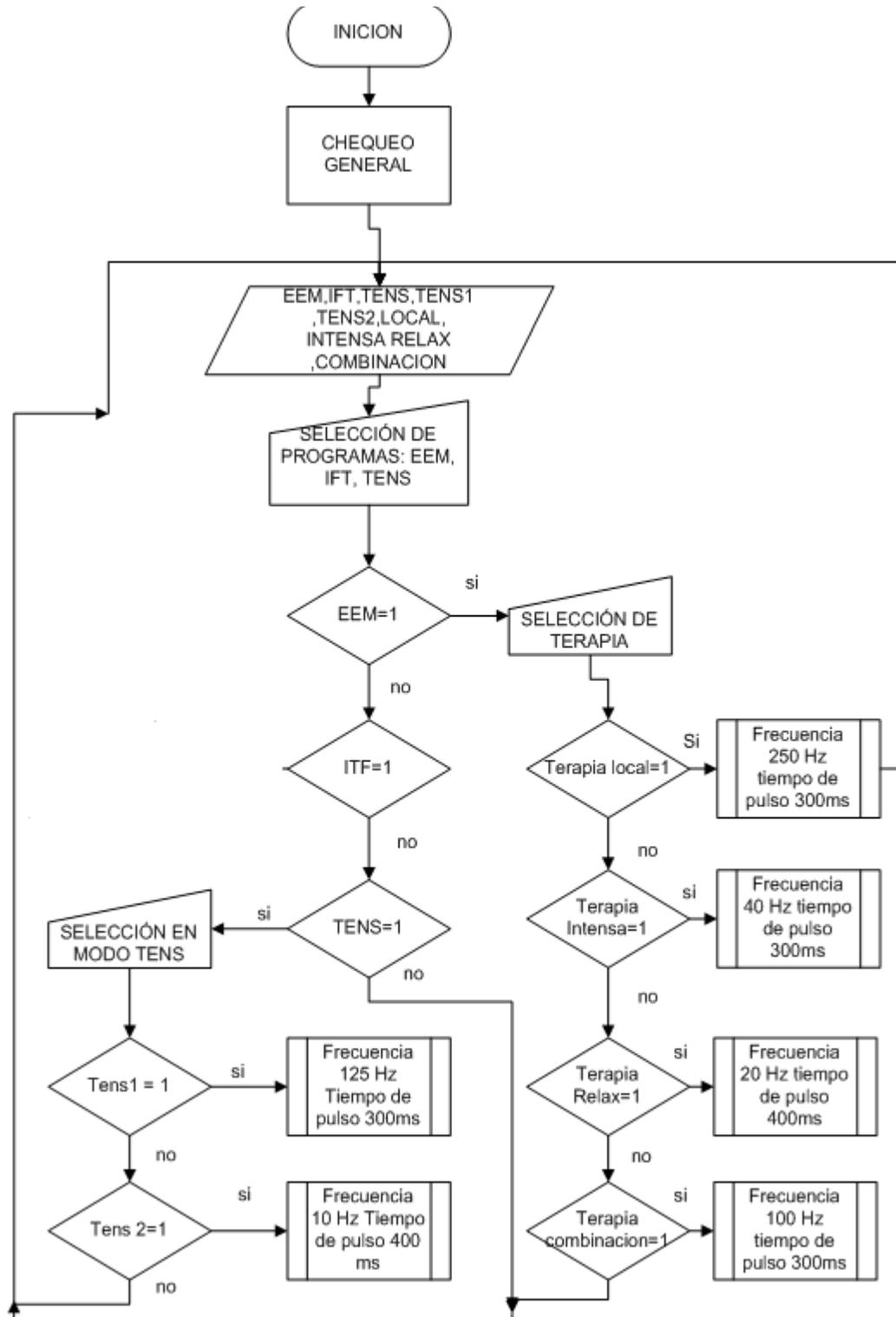
Este microcontrolador desarrollado por (AVR microcontrollers manufactured) es de programación sencilla basado en la arquitectura RISK por la ejecución de instrucciones con un reloj, este optimiza el consumo de energía versus la velocidad de procesamiento.

Fig. 3.10 descripción de pines del Microcontrolador Atmega 16



Fuente: Catalogo de especificaciones técnicas Atmega 16

3.1.7.2 Diagrama de Flujo y Código Fuente



3.1.7.3 Código Fuente Para el Microcontrolador Atmega 16 en Lenguaje C

```
sbit LCD_RS at PORTC2_bit;
sbit LCD_EN at PORTC3_bit;
sbit LCD_D4 at PORTC4_bit;
sbit LCD_D5 at PORTC5_bit;
sbit LCD_D6 at PORTC6_bit;
sbit LCD_D7 at PORTC7_bit;

sbit LCD_RS_Direction at DDC2_bit;
sbit LCD_EN_Direction at DDC3_bit;
sbit LCD_D4_Direction at DDC4_bit;
sbit LCD_D5_Direction at DDC5_bit;
sbit LCD_D6_Direction at DDC6_bit;
sbit LCD_D7_Direction at DDC7_bit;

char txt1[] = "BOOTING.....";
char txt2[] = "SELEC. TERAPIA";
char txt3[] = "EEM, TENS, IFT ";
char txt4[] = "SELEC. PARAMETROS";
char txt5[] = "Te|Te2|Te3|Te4";
char txt6[] = "Te1 | Te2";
short i=0;
short j=0;
short k=0;
void main()
{
  Lcd_Init();
  Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
  Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF);
  DDRA=0x00;
```

```
DDRD==0xFF;
Lcd_Out(1,4,txt1);
Delay_ms(4000);
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
Lcd_Out(1,1,txt2);
Lcd_Out(2,2,txt3);
PORTD=0;
PORTA=255;
i=0;

while(i==0)
{
if(PINA.B0==0)
{
i=1;

}
if(PINA.B1==0)
{
i=2;

}
if(PINA.B2==0)
{
i=3;
}
}
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
Lcd_Out(1,1,"ESPERE...");
Delay_ms(1000);
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
```



```

switch (i)
{
case 1: Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
        Lcd_Out(1,1,"SELEC. PARAMETRO");
        Lcd_Out(2,1,txt5 );
        j=0;
while(j==0)
{
if(PINA.B0==0)
{
j=1;

}
if(PINA.B1==0)
{
j=2;

}
if(PINA.B2==0)
{
j=3;
}
if(PINA.B3==0)
{
j=4;
}
}
switch (j)
{
case 1:
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

```

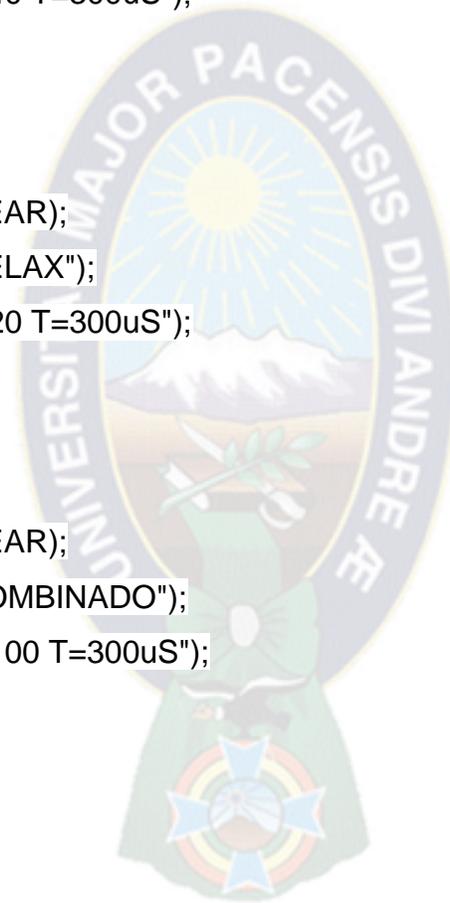


```

Lcd_Out(1,1,"EEM LOCAL");
Lcd_Out(2,1,"FREC. 250 T=300uS");
PORTD=1;
break;
case 2:
  Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
  Lcd_Out(1,1,"EEM INTENSA");
  Lcd_Out(2,1,"FREC. 40 T=300uS");
  PORTD=2;
  break;
case 3:
  Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
  Lcd_Out(1,1,"EEM RELAX");
  Lcd_Out(2,1,"FREC. 20 T=300uS");
  PORTD=4;
  break;
case 4:
  Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
  Lcd_Out(1,1,"EEM COMBINADO");
  Lcd_Out(2,1,"FREC. 100 T=300uS");
  PORTD=8;
  break;
}
break;

case 2:
  Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
  Lcd_Out(1,1,"SELEC. PARAMETRO");
  Lcd_Out(2,1,txt6 );
  k=0;
  while(k==0)

```



```

{
if(PINA.B0==0)
{
k=1;

}
if(PINA.B1==0)
{
k=2;

}
}
switch (k)
{
case 1:
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
Lcd_Out(1,1,"TENS 1");
Lcd_Out(2,1,"FREC. 10 T=300uS");
PORTD=16;
break;
case 2:
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
Lcd_Out(1,1,"TENS 2");
Lcd_Out(2,1,"FREC. 125 T=300uS");
PORTD=32;
break;
}
break;
case 3:
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
Lcd_Out(1,1,"TERAPIA IFT");

```



```

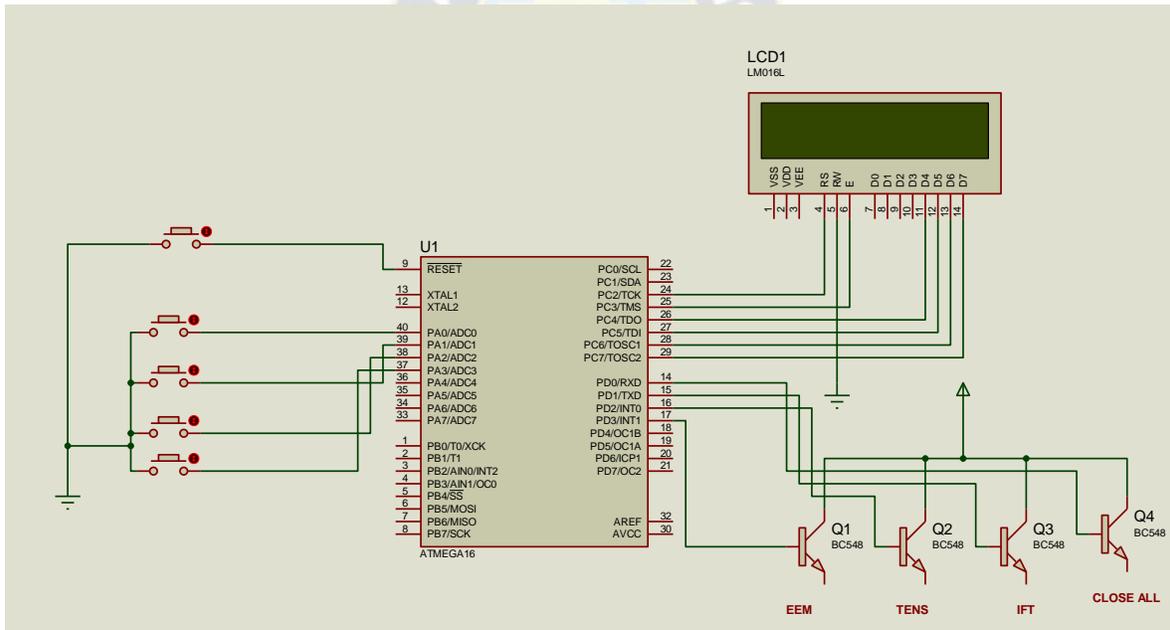
    Lcd_Out(2,1,"FP. 1000 FE 250");
    PORTD=64; break;
case 0: Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); break;
}
}

```

3.1.7.4. Diagrama del Circuito de Control

El circuito de control esta gobernado por el microcontrolador Atmega 16 que funciona según el código fuente descrito anteriormente, este circuito permite la selección de los tipos de terapia, la frecuencia, y al ancho de pulso a utilizar.

Figura 3.11 circuito de control con el Atmega 16



3.1.8. Funcionamiento General del Circuito

El circuito se inicia en el circuito integrado XR2206 nos entrega la señal triangular, esta señal es tratada ya amplificada con el circuito integrado lm741 en su configuración como amplificador no inversor, la señal se incrementa por dos. A continuación la señal se entrega a 2 amplificadores operacionales en su configuración como comparador, ambos amplificadores tienen uno en su entrada

inversora y otra en su entrada no inversora una señal continua referencia que es comparado con la señal triangular procedente del amplificador no inversor con el objetivo de limitar la saturación y de esta forma graduar el ancho de pulso tanto de la señal positiva y señal negativa.

Si el usuario utiliza la terapia EEM o TENS el micro controlador conmuta la seleccionara el tipo de terapia y los parametros de oscilación y ancho de pùlso, La salida de paciente esta regulada en corriente por los transistore Q3 y Q4 en su configuración de base común.

Para la ganancia de voltaje de aplicación al paciente se utiliza el transformador TR2 de 1 a 10 de modo que incremente por diez el voltaje de entrada.

La regulación de voltaje y corriente de dosificación está controlada por la resistencia variable RV5 con el cual el usuario tendrá el control de la intenciadad aplicada a los tejidos en todas las terapias.

Para la aplicación de esta señal se utiliza electrodos con un área de 4 por 4 cm, cada electrodo cubre un área de 16 cm. Los cuales son instalados en el área de terapia utilizando gel conductor para la máxima transferencia de potencia.

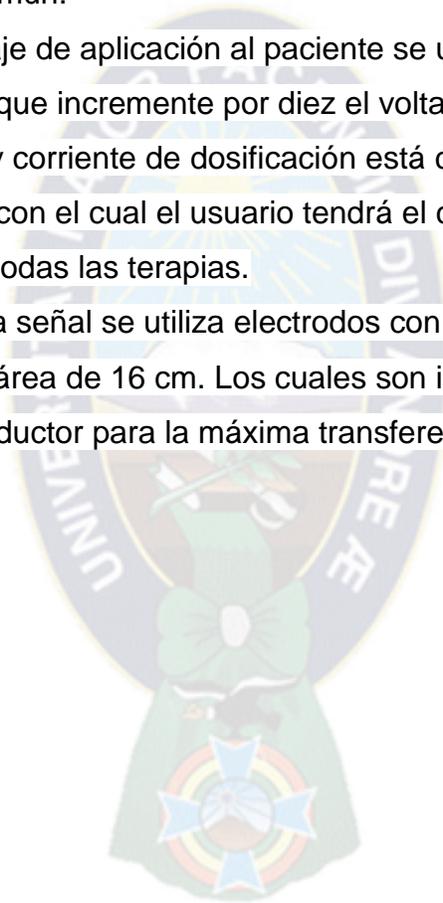
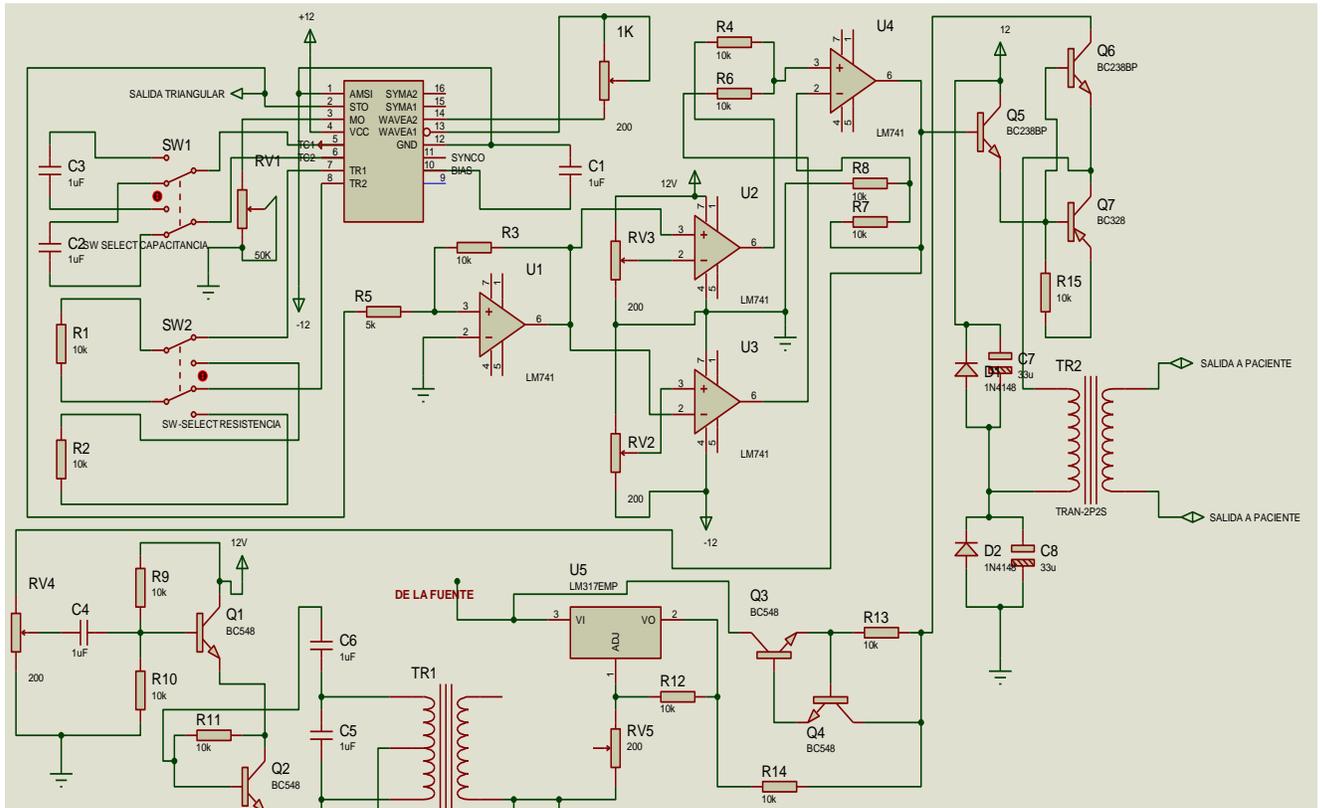


Figura 3.12 Diagrama del circuito principal

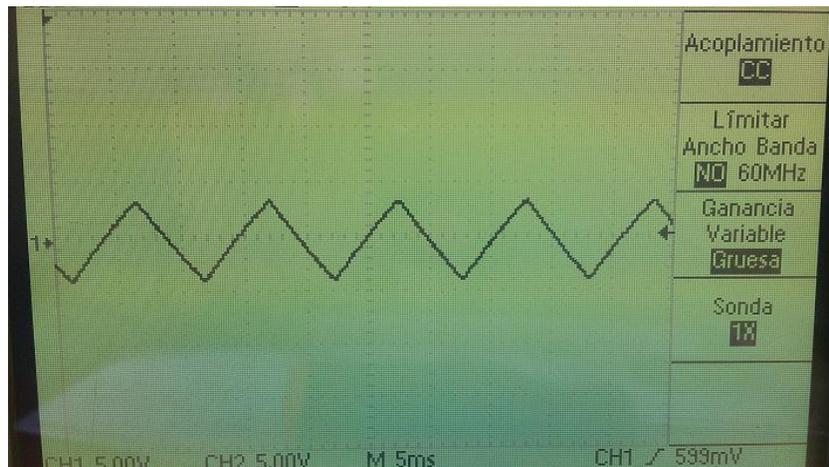


3.1.10. Pruebas y Funcionamiento

Una vez montado el sistema se puede verificar las señales que en cada etapa del proyecto, con la ayuda de un osciloscopio en la figura 22 se muestra las señales entregadas.

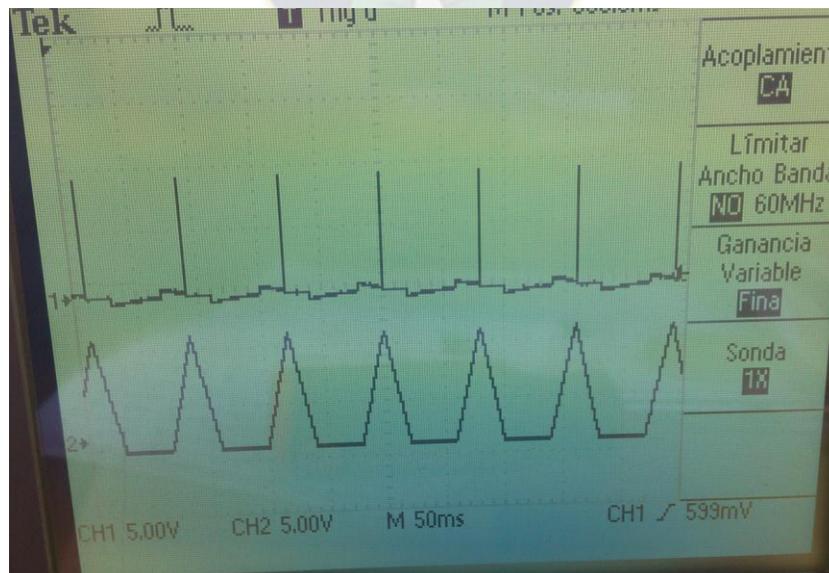
El circuito integrado generador de funciones XR2206 que alimenta a los amplificadores operacionales con una onda triangular de frecuencia variable según la selección de terapia, esta señal alimentara al circuito modulador de ancho de pulso que es ta controlado por amplificadores operacionales, como se muestra en la figura 24.

Figura 3.13. Señal de onda triangular



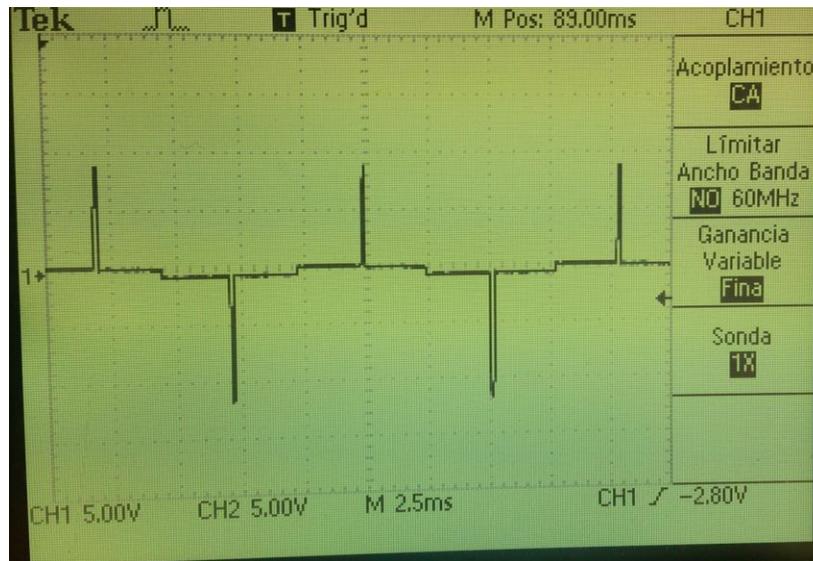
En la figura 25 se puede observar que los amplificadores operacionales U2, U3 Lm741 trabajando como comparadores, modulan la onda triangular en pulsos con ancho controlado esto con el fin de obtener un ancho de pulso que va desde 300 a 500 microsegundos sin modificar la frecuencia.

Figura 3.14 semiciclo positivo modulado en ancho



En la figura 26 se puede observar la señal compuesta por la señal compuesta modulada en ancho entre 300 a 500 micro segundos que procede del amplificador operacional U4 Lm741 el cual es regulado electrónicamente,

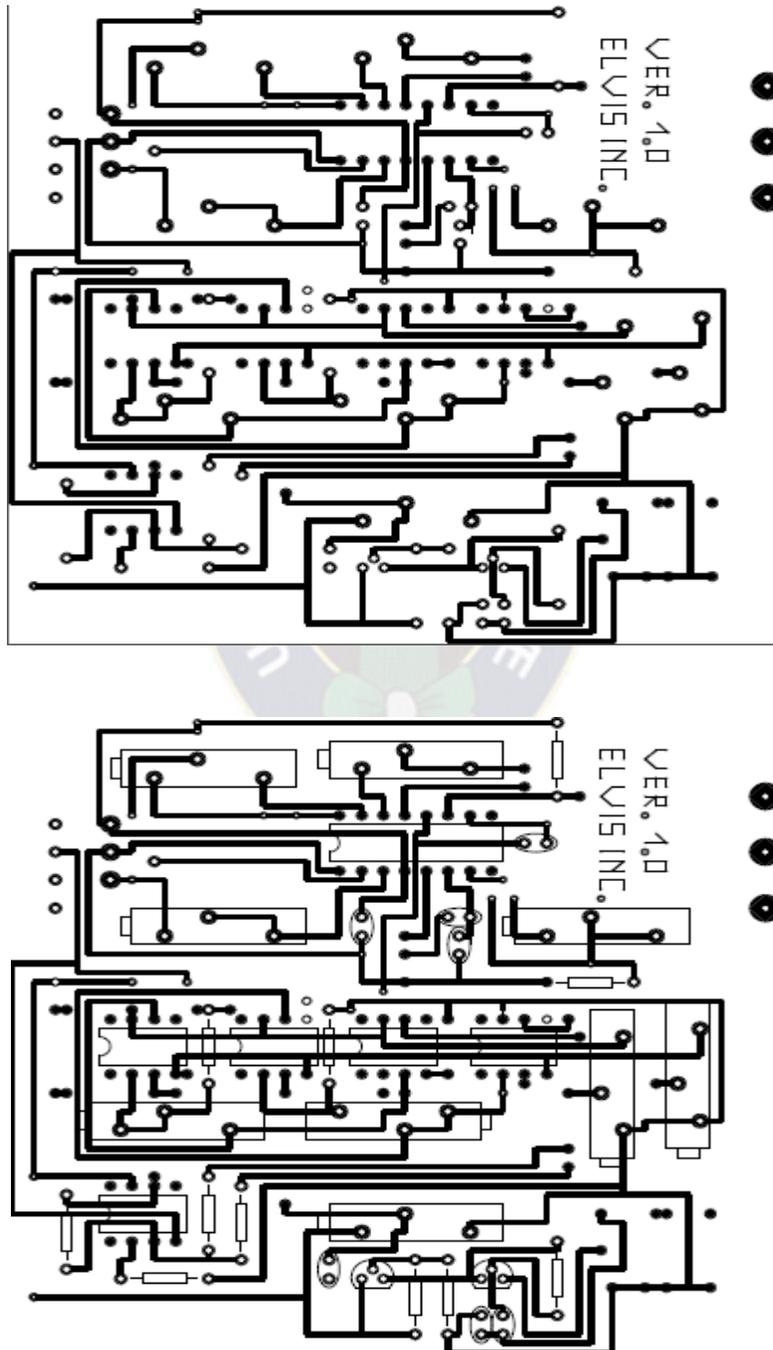
Figura 3.15 Señal compuesta modulada en ancho



3.2. Planos del Circuito y Gabinete

El circuito impreso a utilizar el equipo de electroterapia es el que se muestra a continuación.

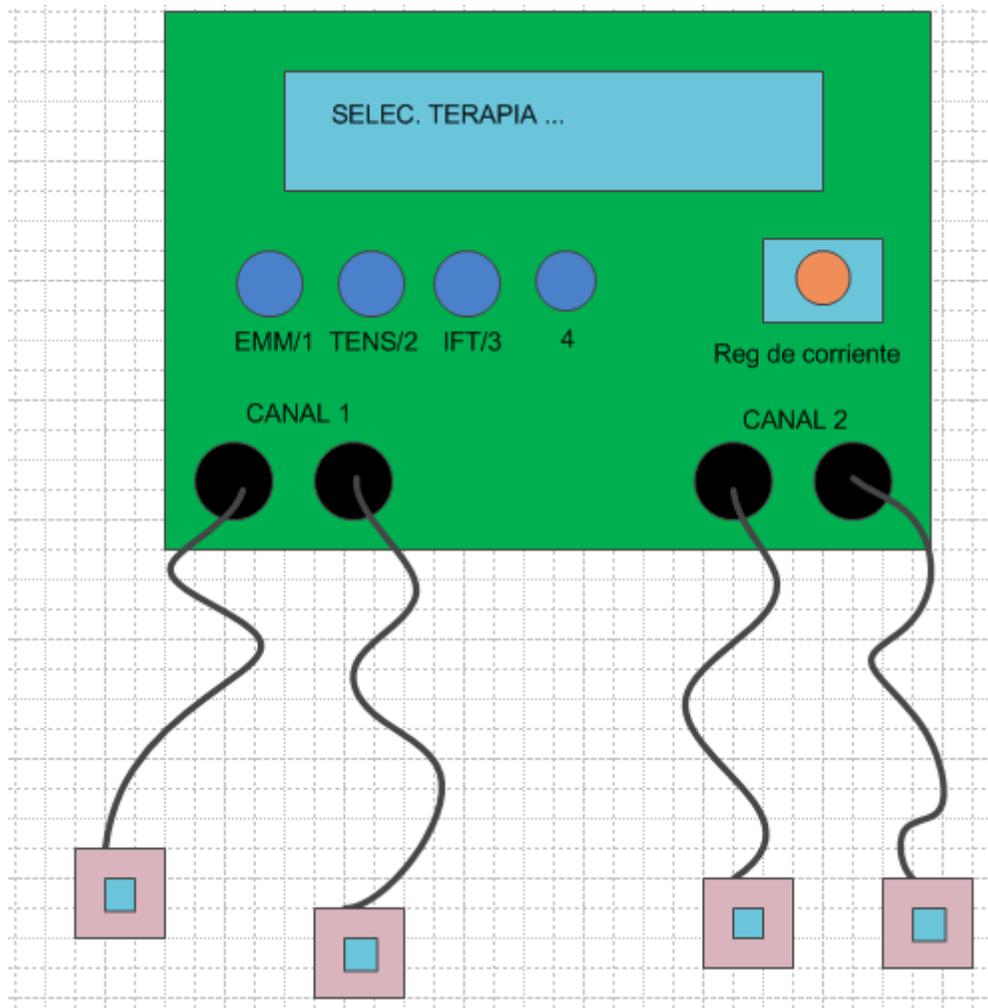
Figura 3.17. Diseño del circuito impreso



3.3. Gabinete del Equipo de Electroterapia

En la siguiente figura se presenta el diseño frontal del equipo donde se despliega los elementos como controles visualizador y salidas para la estimulación del paciente figura 28.

Figura 3.18 vista frontal del equipo



CAPITULO 4: NORMAS MEDICAS Y ESTUDIO DE COSTOS

4.1. Normas Médicas

Las exigencias actuales en materia de equipamiento médico, de rehabilitación o de estética, son asegurar al paciente y profesional la máxima seguridad de uso y eficiencia terapéutica.

Es por esto que es controlado las diversas características de los mencionados equipos a través de normas, el cumplimiento de este conjunto de normas es fundamental e imprescindible, pues ello asegura al usuario pues ello asegura al usuario que el equipo no va a producir efectos o daños no previstos al paciente, mientras el efecto deseado es obtenido con rapidez y eficiencia.

4.2. Especificaciones Técnicas y Contraindicaciones.

Tensión de alimentación 220-50Hz

Consumo (25 Wats)

Gabinete: plástico de alta resistencia

Medidas: en mm. según la figura 28.

Peso 1 Kg.

Número de canales: dos

Electrodos: dos en silicona conductora biocompatible.

Temperatura de almacenamiento: entre -40 a 60 grados centígrados.

Modo de operación: apto para funcionamiento continuo.

Canal A: se responde con los electrodos 1

Canal B: se responde con los electrodos 2

4.3 Contraindicaciones

Pacientes con marcapasos en zona precordial

Hipersensibilidad a corrientes eléctricas

Pacientes con déficit mental relativo

Pacientes en etapa de gestación

Insuficiencia cardiaca severa

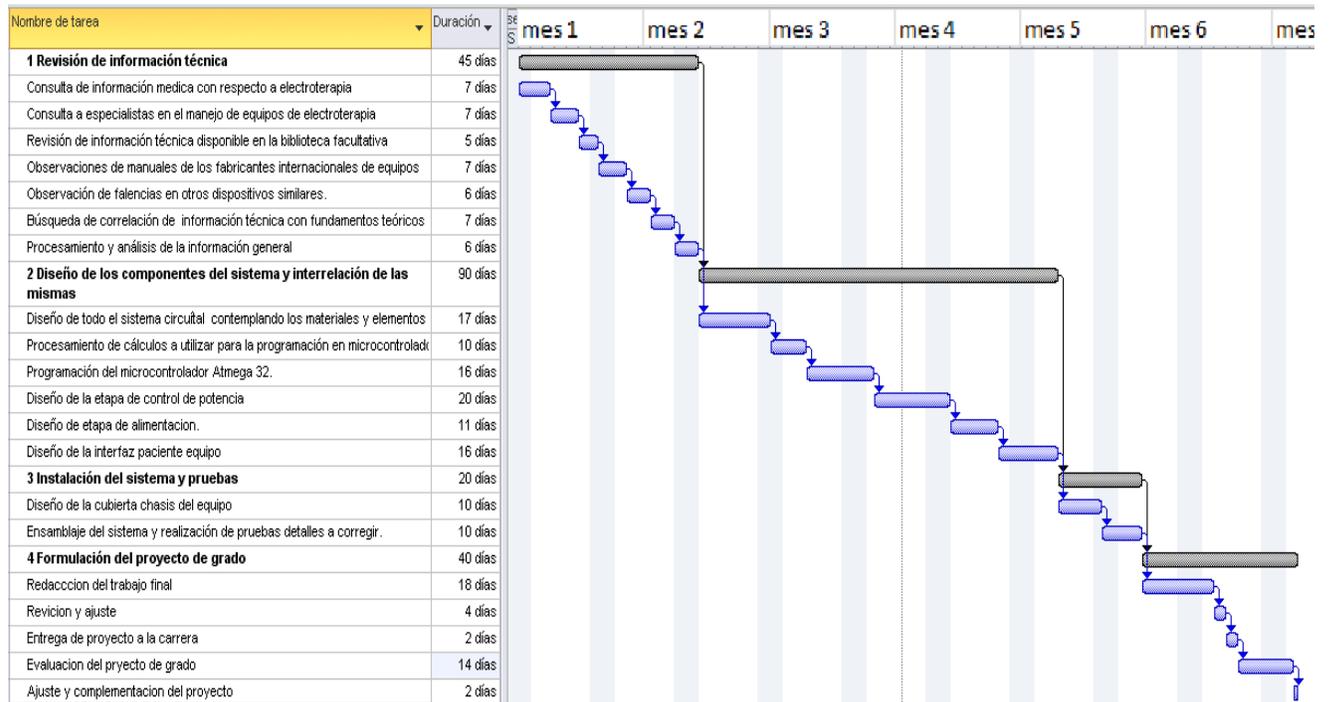
Arritmias severas

Pacientes con el síndrome de Parkinson

4.4. Cronograma

En el siguiente proyecto se utilizó la siguiente tabla de actividades en el que se detalla el cronograma aplicado al diseño de equipo de electroterapia.

Tabla 3: cronograma de actividades realizadas



4.5. Análisis de Costos

El costo del desarrollo y elaboración del proyecto de grado y la implementación del estimulador muscular se detalla capturando los datos de los costos directos, costos de recopilación de información, costos indirectos para detallar el costo total.

4.6. Costos Directos

4.6.1 Costos de Recopilación de Información

La recopilación de información técnica esta en base a consultas hechas a textos de medicina, textos virtuales, y páginas web. En la siguiente tabla se detalla los costos.

Tabla 4: Costo de Referenciales

Nro.	DETALLE	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (Bs)	COSTO TOTAL (Bs)
1	Libros de Medicina	2	35,00	70,00
2	Fotocopias de textos	3	20,00	60,00
3	Información de la pagina web (horas)	152	2,00	304,00
Total				434,00

4.6.2 Lista de Componentes Electrónicos

Tabla 5: Costo de Componentes Electrónicos

Nro.	Descripción	Valor	Cantidad	Precio unitario	Precio Total
1	Resistencia250mw (+/- 5%)	1MΩ	2	0,5	1.00
2	Resistencia250mw (+/- 5%)	1KΩ	4	0,5	2.00
3	Resistencia250mw (+/- 5%)	10kΩ	3	0,5	1.50
4	Resistencia250mw (+/- 5%)	500Ω	2	0,5	1.00
5	Resistencia250mw	100KΩ	3	0,5	1.50

	(+/- 5%)				
6	Capacitor cerámico 100V	100nf	2	1.00	2.00
7	Capacitor cerámico 100V	10nf	2	1.00	2.00
8	Capacitor cerámico 100V	47nf	2	1.00	2.00
9	Capacitor cerámico 100V	1nf	4	1.00	4.00
10	Capacitor cerámico 100V	22pf	2	1.00	2.00
11	Capacitor dieléctrico 50v	1uf	2	1.00	2.00
12	Potenciómetro	1MΩ	1	5.00	5.00
13	Potenciómetro	500 kΩ	2	3.00	6.00
14	Potenciómetro	5kΩ	2	3.00	6.00
15	Diodo alta velocidad	1n4148	2	3,00	6,00
16	Circuito integrado	XR2206	1	30.00	30
17	Amplificador operacional	LM741	5	4.00	20.00
18	Circuito integrado	Lm317	2	4.00	8.00
19	Circuito integrado	LM337	2	4.00	8.00
20	Microprocesador	Atmega 16	1	80.00	80.00
21	Pantalla LCD	2x16 L	1	70.00	70.00
22	Transistor	BC548	2	1.00	2.00
23	Transistor	BC558	2	1.00	2.00
24	Transistor	DB323	2	1.00	2.00
25	Transistor	DB322	2	3.00	6.00
26	Zócalo x16	Zócalo	2	4.00	8.00
27	Zócalo x17	Zócalo	2	4.00	8.00
28	Tarjeta impresa	Tarjeta	1	35.00	35.00
29	Carcasa de equipo	Carcasa	1	40.00	40.00
30	Bananas	Hembra	2	2.00	4.00
31	Bananas	Macho	2	2.00	4.00
32	Cable	#14	6	3.00	18.00
33	Transformador	Aislación	2	30.00	60.00
34	Transformador	FI	1	10.00	10.00
					459.00

4.6.3. Costos Indirectos

El diseño del circuito y las pruebas de funcionamiento se realizó en el laboratorio de la facultad técnica en la carrera de Electrónica y telecomunicaciones por lo que se incurre en gastos de licencia de los programas informáticos.

Para tener una cuantificación se realiza la aproximación de precios de las licencias de funcionamiento que se detalla a continuación.

Tabla 5: Costos de Licencias de Funcionamiento

Nro.	Detalle	Cantidad	Costo (\$us)	Corto total
1	Proteus 7.7	1	40.00	278.00
2	Micro C para AVR	1	10.00	69.50
Total				347.50

4.7. Costo Total

El costo total para la implementación del presente proyecto de grado es la suma de todos los costos independientes.

Tabla 6: Costos total de la implementación del proyecto

Nro.	Detalle	Costo Total (Bs.)
1	Compendio de información	434
2	Componentes electrónicos	459
3	Software y licencias de funcionamiento	347.5
Total		1240,50

CAPITULO 5: Conclusiones y Recomendaciones

5. Conclusiones y Recomendaciones

5.1 Conclusiones

Desacuerdo con el desarrollo del proyecto se concluye que el estimulador muscular entrega a los pacientes una terapia efectiva al que va según el estudio de señales que se usan para este tipo de terapia, las señales involucradas comprenden la potencia la duración de pulso y la frecuencia que se necesita para una adecuada terapia.

El equipo no es de costo elevado es por esto estará al alcance de profesional en la aplicación de la terapia de estimulación, también podrán adquirirla el usuario común que este entendido en el tema.

El equipo es portable confiable fiable confiable, las partes que la componen son de mantenimiento de bajo costo.

5.2 Recomendaciones

Para la manipulación del equipo es necesario el conocimiento del tejido del área de aplicación de la terapia. No se deben colocar los electrodos en la parte inferior del cuello, por el peligro de estimular el seno carotideo y provocar una crisis de hipotencion.

En embarazos tener presente de no aplicar en el primer trimestre, si fuese necesario, aplicarlo en zonas muy alejadas ala localización del feto.

Siempre asegurarse el buen contacto entre el electrodo y la piel. De lo contrario, el paso de la corriente se concentra puntualmente y la estimulación resulta desagradable.

5.3. Bibliografía

- Aguilar Carlos. (1994). Electromedicina 2da edición. Litografía Eder Madrid.
- Electroterapia (2011) Health Devices. Vol. 40. No 12.
- J.W. Wilson K. y col.(pág. 28) Tejido muscular. Cap 2. En Anatomía y fisiología en la salud y enfermedad. 4ª Ed. Ed. Manual Moderno, México 1994.
- Tortora G. y col. (pág. 296---298) Sistema muscular. Cap 10. En Principios de Anatomía y fisiología. 3ª Ed. Ed Harcourt brace, Madrid España 1999.
- Le Vay D.(pág. 57 y 58) El musculo. Cap 4. En Anatomía y Fisiología humana. 1ª Ed. Ed Paidotribo, Barcelona España.
- TortoraG. Y col. (pág. 240) Sistema muscular. Cap 11. En Principios de Anatomía y fisiología. 3ª Ed. Ed Harcourt brace, Madrid España 1999.
- Quiroz Gutierrez F.(pág. 310) Miología. Cap 16. En Anatomía humana Vol 1 Aparato tegumentario, osteología artrología y miología. 37ª Ed. Ed Porrua, México 2000
- Electroterapia en fisioterapia. Parámetros importantes www.electroterapia.com
- http://www.salud.gob.mx/unidades/cenetec/archivoscenetec/25gt_corriente_interfer.pdf
- Electroterapia (2011) Enciclopedia Health Devices.

