

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO DE UN EQUIPO DE
ELECTROTERAPIA GENERADOR DE CORRIENTE GALVÁNICA CON
MÚLTIPLES SALIDAS PROGRAMABLES PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA
DE PACIENTES QUE HAYAN PADECIDO EL SÍNDROME DE GUILLAIN-
BARRÉ**

MAURICIO GONZALEZ OROZCO

**UNIVERSIDAD DE NARIÑO
FACULTAD DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRONICA
SAN JUAN DE PASTO
2010**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO DE UN EQUIPO DE
ELECTROTERAPIA GENERADOR DE CORRIENTE GALVÁNICA CON
MÚLTIPLES SALIDAS PROGRAMABLES PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA
DE PACIENTES QUE HAYAN PADECIDO EL SÍNDROME DE GUILLAIN-
BARRÉ**

MAURICIO GONZALEZ OROZCO

**Trabajo de Grado presentado como requisito parcial para obtener el título de
Ingeniero Electrónico**

Asesor: Ingeniero Luis Daniel Portilla Bravo

**UNIVERSIDAD DE NARIÑO
FACULTAD DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRONICA
SAN JUAN DE PASTO
2010**

Nota de Responsabilidad

“La Universidad de Nariño no se hace responsable por las opiniones o resultados obtenidos en el presente trabajo y para su publicación priman las normas sobre el derecho de autor”.

Acuerdo 1. Artículo 324. Octubre 11 de 1966. Emanado del honorable Consejo Directivo de la Universidad de Nariño.

Nota de aceptación:

Firma del jurado

Firma del jurado

San Juan de Pasto, junio de 2010

DEDICATORIA

A mis padres, las dos personas que más amo.
Han sido mi luz y mi guía.
Por su apoyo y su fe en mí.

Ing. José Dolores Rodríguez Martínez, acá culmina el
proyecto que iniciamos con tantas expectativas.
Fue antes que un profesor un amigo.
Descanse en paz.

AGRADECIMIENTOS

Doctora Emily Gómez López socia y fisioterapeuta del Centro de Fisioterapia Cyriax, por haberme brindado la oportunidad de desarrollar este proyecto, por su valiosa ayuda, tiempo y dedicación.

Ing. Luis Daniel Portilla Bravo, director del trabajo de grado, por su ayuda, disposición y amabilidad.

Programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad de Nariño, profesores, compañeros y amigos, por hacer de la carrera una experiencia totalmente enriquecedora.

A mi familia por su invaluable apoyo.

Martha Elena Bastidas por su ayuda y compañía.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN.....	22
1. EL SÍNDROME DE GUILLAIN-BARRE.....	23
1.1 EL SISTEMA NERVIOSO Y EL SÍNDROME DE GUILLAIN-BARRÉ	23
1.2 DESARROLLO DE LA ENFERMEDAD	26
1.2.1 Afectación de los diferentes sistemas que componen el Sistema Nervioso en el SGB.....	28
1.3 TRATAMIENTO DEL SGB.....	29
1.3.1 Tratamiento médico en el SGB	29
1.3.1.1 Plasmaferésis o Intercambio de Plasma	29
1.3.1.2 Inmunoglobulina Intravenosa IgIV.....	30
1.3.2 Tratamiento fisioterapéutico en el SGB.....	30
1.4 ETIOLOGÍA.....	31
2. ELECTROTERÁPIA EN EL SGB	33
2.1 EFECTOS TERAPÉUTICOS DE LA CORRIENTE GALVÁNICA.....	35
2.1.1 Aumento del metabolismo.....	35
2.1.2 Vasodilatación arterio-capilar	35
2.1.3 Procesos antiinflamatorios	35
2.1.4 Acción sobre los nervios motores	35
2.1.5 Aumento de la actividad muscular	36

2.1.6	Sedación y analgesia	36
2.2	APLICACIONES DE LA CORRIENTE GALVÁNICA EN EL SGB	36
2.2.1	Atrofia muscular	36
2.2.2	Parálisis flácida o de origen traumático.....	36
2.2.3	Trastornos circulatorios centrales y periféricos	37
2.2.4	Trastornos inflamatorios de raíz periférica	37
2.2.5	Procesos inflamatorios óseos y degenerativos	37
2.3	CORRIENTE CONTINUA O GALVÁNICA EN FISIOTERAPIA.....	37
2.3.1	Electrolisis y Electroforesis.....	38
2.3.1.1	Electrolisis	38
2.3.1.2	Electroforesis	38
2.3.2	Reacciones anódicas y catódicas por el fenómeno de electrolisis.....	39
2.3.2.1	Reacciones en el Ánodo	39
2.3.2.2	Reacciones en el Cátodo	40
2.3.3	Respuesta del organismo al tratamiento con corriente galvánica	40
2.4	CORRIENTE PULSANTE O FARÁDICA EN FISIOTERAPIA.....	44
2.4.1	Acción tetanizante	45
2.4.2	Excitabilidad neuromuscular	45
2.4.3	Metabolismo muscular	45
2.4.4	Hipertrofia.....	45
2.5	APLICACIONES DE LA CORRIENTE FARÁDICA EN EL SGB	45
2.5.1	Regularización del tono muscular	45
2.5.2	Tonificación moderada	46

2.5.3	Bombeo circulatorio	46
2.6	RESPUESTA DEL ORGANISMO A LA ESTIMULACIÓN CON CORRIENTE FARÁDICA	46
2.7	REEDUCACIÓN MUSCULAR.....	48
2.7.1	Etapas de la reeducación muscular	49
2.7.1.1	Activación.....	49
2.7.1.2	Fortalecimiento.....	49
2.7.1.3	Coordinación	49
2.7.1.4	Resistencia a la fatiga	50
2.7.2	Importancia del correcto desarrollo de la reeducación muscular	50
2.7.3	Reeducación de la marcha	50
3.	PROCESO DE DESARROLLO DEL EQUIPO DE ELECTROTERAPIA PARA EL TRATAMIENTO DEL SGB	52
3.1	ESPECIFICACIONES DEL EQUIPO	52
3.2	PROPUESTA DE DISEÑO A DESARROLLAR DEL EQUIPO.....	58
4.	DESARROLLO DE LA ETAPA DIGITAL DEL EQUIPO.....	60
4.1	CONTROL DIGITAL MICROCONTROLADO.....	60
4.2	INTERFAZ DE USUARIO	65
4.2.1	Periféricos de entrada	65
4.2.2	Periféricos de salida.....	68
4.3	PROGRAMACIÓN DE CORRIENTES ESTIMULANTES EN EL MICROCONTROLADOR	72
4.3.1	Salidas para el control de corrientes estimulantes	72

4.3.2	Corrientes galvánica y farádica desde el microcontrolador	73
4.4	PROGRAMACIÓN DE SECUENCIAS DE ELECTROESTIMULACIÓN	77
4.5	FUNCIONAMIENTO DE LA ETAPA DIGITAL.....	80
5.	DESARROLLO DE LA ETAPA DE POTENCIA DEL EQUIPO.....	84
5.1	CONVERTIDOR ELEVADOR O <i>BOOST CONVERTER</i>	85
5.2	ANÁLISIS DEL CIRCUITO IDEAL DEL CONVERTIDOR ELEVADOR...	86
5.3	APLICACIÓN PRÁCTICA DEL CONVERTIDOR ELEVADOR.....	88
5.4	PWM	89
5.4.1	Generación de señal PWM.	90
5.5	DISEÑO DEFINITIVO DE LA ETAPA DE POTENCIA.....	92
6.	ACOPLE ENTRE LA ETAPA DIGITAL Y LA ETAPA DE POTENCIA.....	94
6.1	CONTROL DE LA ETAPA DE POTENCIA A PARTIR DE LAS SEÑALES DEL PUERTO 0 DEL MICRO	94
6.2	PROCESO DEL DISEÑO DEFINITIVO DEL EQUIPO DE ELECTROTERAPIA PARA EL TRATAMIENTO DEL SGB.....	96
6.3	IMPLEMENTACIÓN DEL EQUIPO DE ELECTROTERAPIA PARA EL TRATAMIENTO DEL SGB.....	98
7.	CONCLUSIONES	105
8.	RECOMENDACIONES	107
	BIBLIOGRAFÍA	108
	BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA	110

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Clasificación Síndrome de Guillan-Barré.	25
Tabla 2. Escala de W Lovett.	34
Tabla 3. Efectos polares.	43
Tabla 4. Fases periodo refractario para fibras lentas y rápidas.	48
Tabla 5. Miembros inferiores.....	53
Tabla 6. Miembros superiores.....	54
Tabla 7. Tronco.....	55
Tabla 8. Cara.	56
Tabla 9. Correspondencia pines Puerto 0 con salidas del equipo.	73
Tabla 10. Programa 1.	78
Tabla 11. Programa 2.	78
Tabla 12. Programa 3.	78
Tabla 13. Programa 4.	78
Tabla 14. Programa 5.	79
Tabla 15. Programa 6.	79
Tabla 16. Programa 7.	79

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Fibra nerviosa.....	23
Figura 2. Fibra nerviosa, Nodos de Ranvier.....	24
Figura 3. Descripción desarrollo del Síndrome de Guillain-Barré.	26
Figura 4. Fenómenos de electrolisis y electroforesis.	39
Figura 5. Zona de interfase.....	41
Figura 6. Potencial de Membrana Vs Tiempo.....	47
Figura 7. Periodo refractario.	48
Figura 8. Diagrama de bloques etapas del equipo.....	59
Figura 9. Disposición de pines micro Atmel AT89C51.....	61
Figura 10. Diagrama esquemático etapa digital.....	62
Figura 11. Teclado a implementar en el equipo.....	65
Figura 12. Diagrama esquemático del teclado.....	66
Figura 13. Diagrama de flujo. Identificar botones en teclado matricial.....	67
Figura 14. Display Topway LMB162ABC.....	68
Figura 15. Diagrama de flujo, algoritmo enviar comandos.....	70
Figura 16. Diagrama de flujo algoritmo enviar datos.....	71
Figura 17. Estimulación tetánica.....	74
Figura 18. Señal Pulsante.....	75
Figura 19. Algoritmo señal Pulsante o corriente farádica.....	76

Figura 20. Algoritmo señal continua o corriente galvánica.....	77
Figura 21. Menú principal.	80
Figura 22. Menú de selección de programas.....	80
Figura 23. Pantalla de advertencia.	80
Figura 24. Menú de calibración.....	81
Figura 25. Menú de calibración 2.....	81
Figura 26. Pantalla informativa menú de calibración	81
Figura 27. Pantalla selección de repeticiones.....	82
Figura 28. Pantalla de confirmación.....	82
Figura 29. Pantalla informativa	82
Figura 30. Pantalla de advertencia	82
Figura 31. Diagrama de flujo. Funcionamiento etapa digital.	83
Figura 32. Diagrama de flujo. Funcionamiento etapa digital.	85
Figura 33. Forma de onda de la corriente en el inductor.	88
Figura 34. Diagrama esquemático boost converter	89
Figura 35. Variación del ciclo de trabajo de una señal periódica.	90
Figura 36. PWM con 555.	90
Figura 37. Ancho de pulso con resistencia pequeña por el camino de D1.	91
Figura 38. Ancho de pulso con resistencia grande por el camino de D1.	92
Figura 39. Diagrama esquemático con generador PWM.	92
Figura 40. Acople entre la etapa digital y la etapa de potencia.....	95
Figura 41. Circuito que aísla el cuerpo de la fuente de energía.....	96
Figura 42. Diseño mejorado con aislamiento de tierra.....	97

Figura 43. Voltaje de rizo en la salida del elevador.....	99
Figura 44. Voltaje de salida del elevador para diferentes frecuencias.	100
Figura 45. Voltaje de rizo en la salida del elevador.....	101
Figura 46. Voltaje de salida. Señal farádica con ciclo de trabajo de 80%.....	101
Figura 47. Voltaje de salida. Señal galvánica con ciclo de trabajo de 80%.	102
Figura 48. Diseño definitivo con desvió de corrientes de fuga.....	103
Figura 49. Diagrama esquemático definitivo del prototipo.	104

LISTA DE ANEXOS

pág.

ANEXO A. Secuencias programadas para la electroestimulación.....	111
--	-----

GLOSARIO

AFERESIS: Procedimiento en el que se extrae sangre, y se separan o aíslan sus componentes para realizar transfusión o algún tipo de tratamiento. Luego de realizar la aféresis la sangre se devuelve al donante.

ANODO: Se denomina ánodo al electrodo positivo de una célula electrolítica hacia el que se dirigen los iones negativos.

ARTRITIS: Inflamación de las articulaciones.

ATAXIA: Deficiencia de coordinación motora como consecuencia de una falta de sensibilidad profunda consciente (ataxia espinal) o del sistema cerebeloso (ataxia cerebelosa). También puede ser debida a lesiones polineuríticas que afectan a la sensibilidad o a la motilidad, o a ambas facultades, así como a múltiples nervios (ataxia periférica).

ATROFIA: Disminución en el tamaño o número, o en ambos a la vez, de uno o varios tejidos que forman un órgano, con la consiguiente reducción del volumen, peso y actividad funcional, a causa de escasez o retardo en el proceso nutritivo.

AXÓN: Prolongación de una neurona que conduce los impulsos a partir del cuerpo celular con posible liberación de sustancias transmisoras.

BRADICARDIA: Se refiere a un ritmo excesivamente lento del latido cardíaco.

BURSITIS: inflamación de la bursa, estructura en forma de bolsa que se sitúa entre huesos, tendones y músculos, con una función facilitadora del movimiento de dichas estructuras entre sí.

CATODO: Se denomina cátodo al electrodo negativo de una célula electrolítica hacia el que se dirigen los iones positivos.

CONTRACTURA: Contracción prolongada e involuntaria de uno o de varios músculos, sin lesión de la fibra muscular.

CORTICOIDES: Medicamentos derivados de la cortisona, hormona de la capa fascicular de la glándula suprarrenal que tiene propiedades antiinflamatorias, antifibroblástica y mejoría de la permeabilidad de las membranas.

CORRIENTE FARADICA: Es una corriente pulsante de frecuencia baja que produce la estimulación muscular.

CORRIENTE GALVANICA: Es una corriente de flujo constante, sin cambios de polaridad y superior a las fuerzas iónicas y moleculares. Su paso por el organismo humano a través de la piel, mediante el uso de electrodos, provoca que la materia viva se comporte como un conductor de segundo orden.

DIAFORESIS: Sudor, líquido que segregan las glándulas sudoríparas de la piel.

DESMIELINIZACIÓN: pérdida de la vaina de mielina.

ELECTROLISIS: Es un proceso para separar un compuesto en los elementos que lo conforman, usando para ello la electricidad. La palabra electrólisis viene de las raíces electro, electricidad y lisis, separación.

ELECTROFORESIS: Es una técnica para la separación de moléculas según la movilidad de estas en un campo eléctrico. Dependiendo de la técnica que se use, la separación obedece en distinta medida a la carga eléctrica de las moléculas y a su masa.

ESCARA: Son úlceras producidas por las zonas de presión al estar expuestas una mayor cantidad de tiempo.

ESPONDILITIS: inflamación de las articulaciones de la columna vertebral.

ETIOLOGÍA: Estudio de las causas de las enfermedades.

FIRMWARE: bloque de instrucciones de un programa para propósitos específicos, grabado en una memoria tipo ROM, que establece la lógica de más bajo nivel que controla los circuitos electrónicos de un dispositivo de cualquier tipo. Al estar integrado en la electrónica del dispositivo es en parte hardware, pero también es software, ya que proporciona lógica y se dispone en algún tipo de lenguaje de programación. Funcionalmente, el firmware es el intermediario (interfaz) entre las órdenes externas que recibe el dispositivo y su electrónica, ya que es el encargado de controlar a ésta última para ejecutar correctamente dichas órdenes externas.

INMUNOTERAPIA: Administración de anticuerpos con fines curativos, generalmente a través de un suero.

INTUBACIÓN ENDOTRAQUEAL: Procedimiento médico en el cual se coloca una cánula o sonda en la tráquea, a través de la boca o la nariz. En situaciones más urgentes, se coloca a través de la boca.

LCD: (Liquid Crystal Display), pantalla de cristal líquido, delgada y plana formada por un número de píxeles en color o monocromos colocados delante de una fuente de luz o reflectora.

LED: (Light-Emitting Diode), diodo emisor de luz.

MIALGIA: Dolor muscular.

MICROCONTROLADOR: es un circuito integrado que incluye en su interior las tres unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y unidades de E/S (entrada/salida).

MIELINA: Proteína grasa que forma la vaina de protección de las neuronas.

NEUROPATÍA: Enfermedad de los nervios periféricos.

ORTESIS: Dispositivo ortopédico que reemplaza parcial o totalmente las funciones de un miembro con incapacidad física, invalidez o dismetría. Sirve para sostener, alinear ó corregir deformidades y para mejorar la función del aparato locomotor.

OSTEOARTRITIS: artritis con degeneración del cartílago y del hueso en la zona articular.

PERIARTRITIS: inflamación de los tejidos que rodean las articulaciones.

POLINEUROPATÍA: Subgrupo de desórdenes de nervios periféricos que es típicamente caracterizado por ser un proceso simétrico y diseminado, habitualmente distal y gradual, que puede presentar pérdida sensitiva, debilidad muscular o una combinación de ambas.

PLASMAFERESIS: Procedimiento que involucra la filtración de la sangre para remover el plasma. El plasma es la parte líquida de la sangre que no contiene células. Una vez que se remueve el plasma, se vuelve a agregar plasma fresco, o un sustituto de plasma, a la sangre. Después se regresa la sangre al cuerpo.

PROPIOCEPCION: Es el sentido que informa al organismo de la posición de los músculos. La información es transmitida al cerebro a través de los husos musculares, localizados en el interior de los músculos. Estos husos están compuestos de pequeñas fibras musculares (fibras intrafusales) inervadas por nervios que informan de la longitud del músculo. Ubicación espacial de las partes del cuerpo.

RADICULOPATÍA: Afección que implica la inflamación de las raíces nerviosas, ya sea de tipo agudo o post-infeccioso.

RESET: puesta en condiciones iniciales de un sistema. Este puede ser mecánico, electrónico o de otro tipo.

RUBEFACCION: Enrojecimiento que se produce en la piel por la acción de un medicamento, o por alteraciones de la circulación de la sangre debido a una inflamación u otras enfermedades.

TAQUICARDIA: Frecuencias cardíacas rápidas.

TETRAPLEGIA: Es la imposibilidad de movimientos de las cuatro extremidades.

TRAQUEOTOMÍA: Apertura quirúrgica transcutánea de la tráquea. Se distingue la traqueotomía superior cuando la incisión se practica por encima del istmo del tiroides, y la inferior si se realiza por debajo del istmo.

TROMBOEMBÓLICO: Obstrucción causada por la aparición de coágulos de sangre.

RESUMEN

El presente documento es el informe final del proyecto de grado: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO DE UN EQUIPO DE ELECTROTERAPIA GENERADOR DE CORRIENTE GALVÁNICA CON MÚLTIPLES SALIDAS PROGRAMABLES PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA DE PACIENTES QUE HAYAN PADECIDO EL SÍNDROME DE GUILLAIN-BARRÉ”.

A través de este proyecto se logra desarrollar el prototipo de un equipo de electroterapia para la rehabilitación física de pacientes que hayan padecido el síndrome de Guillain-Barre, buscando brindar un tratamiento fisioterapéutico más eficiente que los ofrecidos en la actualidad.

Se presenta todo el proceso de desarrollo e implementación del prototipo del equipo siguiendo algunos estándares para equipos electroestimuladores. Se documenta el desarrollo general del equipo y se hace énfasis en la parte digital y la etapa de potencia. El equipo se controla mediante el microcontrolador Atmel AT89C51, al cual se conectan los periféricos de entrada y salida necesarios para su manipulación, y la etapa de potencia compuesta por elevadores de tensión (*boost converters*), que se manejan mediante la aplicación de la modulación por ancho de pulso PWM, y que brindan las tensiones y corrientes necesarias para la estimulación muscular.

ABSTRACT

This document is the final report of degree project: "DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A PROTOTYPE DEVICE FOR ELECTROTHERAPY GALVANIC CURRENT GENERATOR WITH MULTIPLE PROGRAMMABLE OUTPUTS FOR THE PHYSICAL REHABILITATION OF PATIENTS WITH GUILLAIN-BARRE SYNDROME"

This project develops a prototype of electrotherapy equipment for physical rehabilitation of patients with Guillain-Barre syndrome, seeking to provide a more efficient physiotherapy than those offered today

It presents the complete process of developing and implementing the prototype of the device by following some standard electrostimulators equipment. It documents the overall development of the device and the emphasis is on the digital side and the power stage. The device is controlled by Atmel AT89C51 microcontroller which governs the behavior of the team. In addition to the microcontroller is connected the input and output peripherals used for handling prototype, and the power stage consists of lifting voltage (boost converters), which are handled by the application of pulse width modulation PWM, which gives the voltages and currents necessary for muscle stimulation.

INTRODUCCIÓN

Es indiscutible el hecho de que la medicina ha alcanzado un alto estado de desarrollo debido a la inclusión de la electrónica. Actualmente la gran mayoría de procesos médicos como la prevención, el diagnóstico, el tratamiento, el seguimiento y control de casos clínicos, se realizan utilizando equipos electrónicos, logrando prever y tratar patologías de manera más eficiente, diagnosticar de forma más precisa y hacer un seguimiento y control continuado, fiel y eficaz, dándole a la medicina más exactitud y confiabilidad. Una de las ramas de la medicina donde la electrónica ha influido más es la Fisioterapia, esta unión ha sido a tal escala que se ha creado una sub rama llamada Electroterapia, que trata la aplicación de energía electromagnética al organismo para producir sobre el reacciones biológicas y fisiológicas, buscando mejorar los diferentes tejidos cuando se encuentran sometidos a enfermedad o a alteraciones metabólicas de las células que los componen y que a su vez forman el organismo vivo humano¹.

A pesar de que en la actualidad muchas empresas producen equipos de Electroterapia, hay una estandarización de sus funciones, haciéndolos útiles para tratar casos generales, limitando su uso con patologías más específicas. Por esto, se ha decidido realizar este trabajo de investigación, persiguiendo diseñar y desarrollar un equipo de electroterapia con el cual se pueda tratar a pacientes que han sufrido desordenes de los nervios periféricos, concretamente del síndrome de Guillain-Barré, trastorno que causa la pérdida de mielina, sustancia que recubre los nervios y acelera la conducción de los impulsos nerviosos, ocasionando retardo en la conducción de estas señales, causando pérdidas de motricidad, sensibilidad o ambas². Para tratar esta patología se plantea el desarrollo de un equipo con múltiples salidas de corriente que puedan ser controladas y programadas de forma precisa para lograr la reeducación muscular simulando los estímulos nerviosos que el cerebro envía para ejecutar determinados movimientos.

A continuación se presenta la investigación del SGB que condujo al desarrollo del proceso de diseño e implementación del prototipo de un equipo de electroterapia para la rehabilitación física de pacientes que hayan padecido esta enfermedad. En el trabajo se muestra de manera detallada cada etapa de diseño, la cual cumple de manera estricta con las especificaciones obtenidas tras el estudio del síndrome además de los resultados y logros alcanzados en este proceso.

¹ RODRÍGUEZ MARTIN, José. Introducción a la electroterapia. En: Electroterapia en fisioterapia. Editorial Médica Panamericana, 2004. Pág. 17.

² KASPER Dennis, BRAUNWALD Eugene, FAUCI Anthony. HARRISON Principios de medicina interna 17ª Edición. McGraw-hill, 2008.

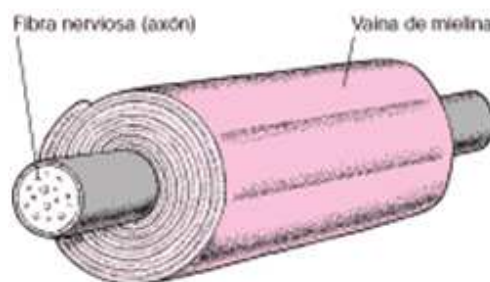
1. EL SÍNDROME DE GUILLAIN-BARRÉ

1.1 EL SISTEMA NERVIOSO Y EL SÍNDROME DE GUILLAIN-BARRÉ

Para comprender el síndrome de Guillain-Barré (SGB) es necesario entender cómo funciona el sistema nervioso humano (SN).

El SN se compone del cerebro y la médula espinal, que juntos se denominan el *sistema nervioso central*, y los nervios que se extienden hacia la cabeza, tronco y extremidades llamados *sistema nervioso periférico*. Los puntos donde aparecen los nervios periféricos en la médula espinal se conocen como raíces nerviosas, y los daños a estas raíces se denominan radiculopatías. Los nervios periféricos están compuestos de cientos de fibras nerviosas individuales, que transmiten los impulsos eléctricos que permiten al cerebro registrar y controlar todos los aspectos concernientes al funcionamiento corporal. Las fibras nerviosas sensoriales se encargan de enviar señales provenientes de las estructuras periféricas como la piel, las articulaciones o los huesos al cerebro. Las fibras motoras dirigen las señales desde el cerebro hacia los músculos. Estas señales son transportadas en forma de impulsos eléctricos. Por lo que cada fibra nerviosa se comporta como un cable eléctrico donde el conductor es el axón y la funda aislante es la mielina³ (figura 1).

Figura 1. Fibra nerviosa.

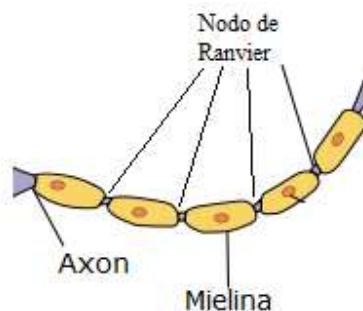


Fuente. MERCK SHARP & DOHME DE ESPAÑA. Trastornos del cerebro y del sistema nervioso. Cap. 68. Esclerosis múltiple y trastornos afines [en línea]. Disponible en internet: http://www.msd.es/publicaciones/mmerck_hogar/seccion_06/seccion_06_068.html

³ GARETH J. Parry. Guillain-Barré Syndrome from diagnosis to recovery. USA: American academy of neurology, 2007. p. 1.

La vaina de mielina no es una estructura continua, esta se presenta en segmentos separados por un espacio conocido como nodo de Ranvier, que es el sitio donde se genera y repotencia la corriente eléctrica (figura 2).

Figura 2. Fibra nerviosa, Nodos de Ranvier.



El Síndrome de Guillain-Barré (SGB), es una neuropatía en la que células del cuerpo atacan las vainas de mielina de las fibras nerviosas lo que se conoce como polineuropatía desmielinizante, cuando se comprometen los axones la enfermedad se denomina polineuropatía axonal⁴, también pueden presentarse los dos casos juntos.

El SGB trae como consecuencia la pérdida de sensibilidad, movilidad o ambas, situación que puede percibirse a las pocas horas de haberse presentado los primeros síntomas, y puede llegar a paralizar la totalidad del cuerpo en cuestión de días o semanas, por este motivo esta neuropatía se clasifica como aguda. El SGB es comúnmente conocido como una polineuropatía desmielinizante inflamatoria aguda AIDP (por sus siglas en inglés), en esta forma el ataque inmune es dirigido a la mielina de las fibras, causando una especie de “corto circuito” que impide el correcto flujo de las señales nerviosas. En ocasiones el AIDP puede conllevar daño axonal, situación que es más delicada pero menos común. Por otro lado la neuropatía axonal (SGB axonal, diferente al AIDP con compromiso en los axones de las fibras) se presenta con mayor frecuencia. En algunos casos el ataque se enfoca en los axones motores responsables del control de la actividad muscular, esto se conoce como neuropatía axonal motora aguda AMAN (por sus siglas en inglés) y ocasiona debilidad sin afectar la sensibilidad. Si hay afectación sensorial y motora el síndrome se denomina neuropatía axonal sensorial y motora aguda AMSAN (por sus siglas en inglés). Cuando se presenta una degeneración extensa en los axones tanto en la degeneración secundaria del AIDP o en la presente en el AMSAN o AMAN la recuperación es mucho más lenta y el paciente puede quedar con una debilidad residual. Otra variante del SGB se da cuando hay parálisis en los músculos de los ojos, pérdida del equilibrio y la coordinación, lo

⁴ FIGUERO Juan Pablo. Temas de Medicina Interna. Polineuropatías [en línea]. Disponible en internet: <http://escuela.med.puc.cl/publ/TemasMedicinaInterna/polineuropatias.html>

que se conoce como Síndrome de Miller Fisher SMF. En la tabla 1 se presentan las variantes que posee el Síndrome de Guillain-Barré, y sus respectivas implicaciones.

Tabla 1. Clasificación Síndrome de Guillain-Barré.

TIPO DE SGB	CARACTERÍSTICAS
<p style="text-align: center;">AIDP Polineuropatía desmielinizante inflamatoria aguda.</p>	<p>Afectación principal en las vainas de mielina. Causa debilidad aguda de las extremidades y de los músculos respiratorios. Síntomas sensoriales con signos de entumecimiento y hormigueo.</p>
<p style="text-align: center;">AMAN Neuropatía axonal motora aguda</p>	<p>Afectación principal en los axones motores. Causa debilidad aguda de las extremidades y de los músculos respiratorios. Sensibilidad normal.</p>
<p style="text-align: center;">AMSAN Neuropatía axonal sensorial y motora aguda</p>	<p>Afectación en los axones sensoriales y motores. Causa debilidad aguda de las extremidades y de los músculos respiratorios. Síntomas sensoriales con signos de entumecimiento y hormigueo.</p>
<p style="text-align: center;">SMF Síndrome de Miller Fisher</p>	<p>Afectación principal incierta. Causa debilidad aguda de los músculos del ojo (oftalmoplejía) Causa pérdida de equilibrio y falta de coordinación (ataxia). Causa pérdida de los reflejos (arreflexia).</p>

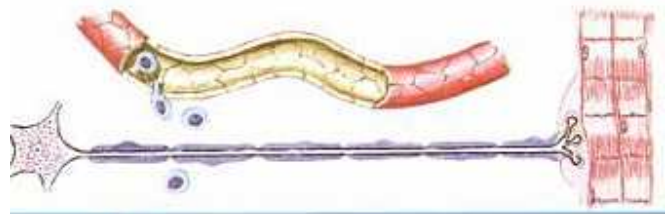
Fuente: GARETH J. Parry. Guillain-Barré Syndrome from diagnosis to recovery. USA: American academy of neurology, 2007. p. 4.

1.2 DESARROLLO DE LA ENFERMEDAD

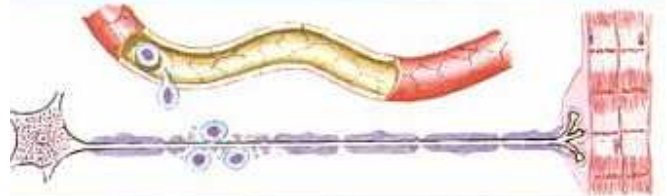
Como se mencionó anteriormente el SGB es una enfermedad autoinmune e inflamatoria. Se le da la cualidad de autoinmune por cuanto el sistema inmunológico ataca a las propias células del cuerpo en este caso la vaina de mielina, como si se tratase de un agente dañino. Las células que realizan este ataque son un tipo de glóbulos blancos denominados linfocitos que son células inflamatorias, por esto motivo a esta patología se le da el carácter de inflamatoria. A partir de estas características se desarrolla la enfermedad comenzando con sensaciones anormales de hormigueo en los pies o manos, luego se padece de debilidad muscular, a causa de la afectación de las vainas de mielina que dañan los nervios motores situación que se retrata en la figura 3.

Figura 3. Descripción desarrollo del Síndrome de Guillain-Barré.

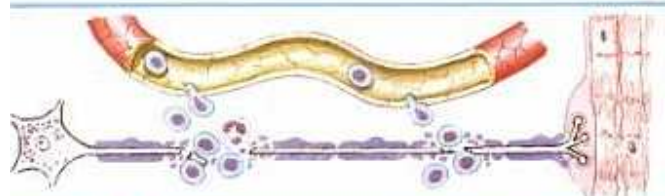
ETAPA 1. Los linfocitos rodean las fibras nerviosas pero la vaina de mielina y los axones están intactos.



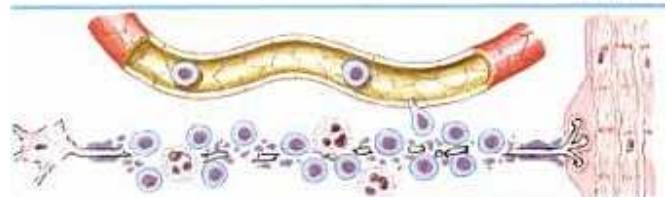
ETAPA 2. Salen más linfocitos. Comienza la desmielización segmentaria. El axón todavía está intacto.



ETAPA 3. Lesión multifocal del axón y la vaina de mielina. El musculo comienza a presentar atrofia por denervación.



ETAPA 4. Gran destrucción axonal (en casos graves). Algunas células nerviosas se dañan irreparablemente. Pero la función se puede mantener gracias a fibras adyacentes menos afectadas.



Fuente: NETTER Frank.H. Sistema Nervioso. Trastornos neurológicos y neuromusculares. Tomo 1.2. Mexico: Masson. 2002. p. 218.

Usualmente, la debilidad comienza en las piernas subiendo a los nervios superiores y a la zona del cráneo de manera simétrica (afectando los dos lados del cuerpo por igual). Posteriormente, se presenta la pérdida de reflejos. A veces se presenta afectación de las raíces nerviosas (radiculopatía), lo que conlleva a una marcha inestable con ataxia y dolor intenso distribuido en varias partes del cuerpo. Cuando la disfunción se presenta en los pares craneales se observa parálisis facial. La lengua y el paladar raramente se afectan.

Los muslos, piernas, tobillos y pies se debilitan uniformemente, causando flacidez, y provocando dificultad para caminar, subir y bajar escaleras, sentarse, acostarse y pararse. A medida que evoluciona la enfermedad en cuestión de unos pocos días hasta un máximo de 4 semanas la debilidad general asciende afectando las manos y los brazos, dificultando actividades cotidianas como afeitarse, peinarse, cepillarse los dientes o comer. La debilidad en las manos ocasiona dificultad para sostener un peine, los cubiertos, y las tareas que implican la motricidad fina, como abotonarse o escribir. Posteriormente, se afecta la cabeza y los músculos del cuello al comprometerse los nervios craneales, generando incapacidad para hablar, masticar, tragar y cerrar los ojos. La debilidad facial es el síntoma craneal más frecuente y afecta a un 50% de las personas que padecen SGB, puede ser simétrico o totalmente asimétrico haciendo que un lado de la cara este más caído que el otro. La descripción anterior corresponde a una parálisis ascendente que es el caso más común del SGB pero también puede presentarse de forma descendente empezando en los nervios craneales y bajando a través del cuerpo.

Si la debilidad sigue progresando los músculos respiratorios pueden verse comprometidos (esta situación no es habitual, un 25% de las personas que padecen SGB tienen problemas respiratorios)⁵, lo que implica que el paciente respire con dificultad o pierda la capacidad de respirar, esta situación puede llevar a la muerte si no se suministra ventilación mecánica. Cuando se afecta la musculatura de la garganta el paciente puede ahogarse con sus propias secreciones lo que requiere intubación endotraqueal o traqueotomía, que además ayuda al paciente a alimentarse, si hay problemas para deglutir. En algunas ocasiones la debilidad de la lengua ocasiona problemas para hablar. En casos de extrema gravedad puede haber pérdida de todos los movimientos musculares voluntarios y las personas no serán capaces de comunicarse, lo que puede parecer un estado de coma, sin embargo, el paciente está en plena conciencia de su entorno.

Por otro lado, el SGB puede comprometer al sistema nervioso autónomo SNA encargado de regular los órganos internos del cuerpo. Los daños en los nervios autónomos se pueden manifestar con uno o varios de los siguientes síntomas:

⁵ GARETH J. Parry. Gullain-Barré Syndrome from diagnosis to recovery. USA: American academy of neurology, 2007. p. 10.

- Dificultad para orinar o incapacidad para orinar (retención urinaria).
- Estreñimiento o parálisis intestinal.
- Sensación de mareo o desvanecimiento al levantarse causado por la presión arterial baja.
- Dolor de cabeza agudo, ocasionado por la presión arterial alta.
- Palpitaciones del corazón rápidas o irregulares.
- Confusión o convulsiones causadas por un bajo nivel de sodio en la sangre.
- Aumento de la sudoración.
- Decoloración azulada y temperatura fría de manos y pies por el control anormal del flujo sanguíneo a las extremidades por el sistema nervioso.

Las personas que padecen parálisis severas, junto a quienes necesitan asistencia respiratoria, padecen complicaciones más graves del sistema nervioso autónomo. Un efecto común en estos casos es un aumento del ritmo cardiaco en estado de reposo. En ocasiones se presentan irregularidades graves del ritmo cardiaco que precisan de tratamiento médico y en algunos casos un marcapasos temporal.

A pesar de las graves consecuencias que tiene el SGB este no afecta el nivel de consciencia, la función cognitiva o pupilar (controlada por el sistema nervioso autónomo) del paciente.

1.2.1 Afectación de los diferentes sistemas que componen el Sistema Nervioso en el SGB.

Afectación de las raíces nerviosas anteriores (motoras): Debilidad o parálisis flácida que puede progresar a tetraplejia. La afectación de los músculos respiratorios puede poner en peligro la vida del paciente si no es tratada de manera adecuada.

Afectación de las raíces nerviosas posteriores (motoras): Insensibilidad y hormigueo. Pérdida de función sensorial ascendente, precedente al detrimento de la función motora. Pueden darse calambres, dolores o dolores musculares.

Afectación del sistema nervioso autónomo (SNA): Bradicardia, taquicardia sinusal, hipertensión, hipotensión, arritmias cardíacas, rubefacción facial, diaforesis, incapacidad para sudar, pérdida del control de los esfínteres, retención urinaria, íleo paralítico, aumento de las secreciones pulmonares. La afectación sobre el SNA puede causar peligro de muerte.

Afectación de los nervios craneales: Incapacidad para masticar, tragar, hablar y cerrar los ojos.

1.3 TRATAMIENTO DEL SGB

El Síndrome de Guillain-Barré es una enfermedad de la cual se puede lograr una recuperación funcional excelente en la mayoría de los casos, pero en pocos se logra la recuperación completa⁶. Para esto se aplican dos tipos de tratamientos, uno es el tratamiento médico, con el cual se busca acortar el tiempo de recuperación y disminuir el impacto neurológico residual de esta patología, generando un ambiente propicio para el proceso natural de recuperación, mermando el daño del ataque autoinmune y favoreciendo la remielinización de las fibras nerviosas. El otro tratamiento es el fisioterapéutico con el que se busca evitar daños permanentes en las extremidades y recuperar su funcionalidad.

1.3.1 Tratamiento médico en el SGB. Como primera medida los pacientes que padecen SGB deben ser internados en un hospital a causa del alto riesgo de insuficiencias respiratorias y de las complicaciones sobre el sistema nervioso autónomo.

Partiendo del hecho de que el SGB es una enfermedad autoinmune, los tratamientos médicos se enfocan en la manipulación del sistema inmunológico con el fin de acelerar el proceso de recuperación y reducir la gravedad de la enfermedad. Para esto se aplica la inmunoterapia de la cual existen dos tratamientos: La plasmaféresis o intercambio de plasma y la inmunoglobulina intravenosa. De estos dos tratamientos ninguno ha manifestado una reducción sustancial de la severidad inicial de la enfermedad⁷.

1.3.1.1 Plasmaferésis o Intercambio de Plasma. Este procedimiento se realiza utilizando un equipo médico con el que se separan los glóbulos rojos y los glóbulos blancos del plasma sanguíneo, efectuando un filtrado de la sangre para remover el plasma. El tratamiento empieza con la inserción de una aguja con un catéter en una vena para extraer la sangre y depositarla en la maquina que separa las células sanguíneas del plasma. Posteriormente el plasma se descarta y las células sanguíneas son devueltas al cuerpo mediante una solución con plasma fresco de un donante, o un sustituto del plasma. Para este procedimiento se usa una maquina de aféresis o separador celular con el que se logran sustraer las células sanguíneas mediante filtrado por membrana o centrifugación⁸.

La plasmaféresis elimina los anticuerpos de la sangre. Los anticuerpos son proteínas que se encuentran en el plasma que erróneamente atacan los tejidos del cuerpo, que para el caso son las vainas de mielina y los axones de las fibras

⁶ CUPPET Micki. Medicina general aplicada al deporte. España: Elsevier. 2007. p. 199.

⁷ GARETH J. Parry. Gullain-Barré Syndrome from diagnosis to recovery. USA: American academy of neurology, 2007. p. 147.

⁸ DE LA ROCHA Kelly. Plasmaféresis. (Intercambio de Plasma; Intercambio Terapéutico de Plasma). [en línea]. Disponible en internet: <http://healthlibrary.epnet.com/GetContent.aspx?token=0d429707-b7e1-4147-9947-abca6797a602&chunkid=121207>

nerviosas. El tratamiento dura entre 1 y 3 horas, y se requieren varias sesiones que dependen del progreso de la enfermedad.

1.3.1.2 Inmunoglobulina Intravenosa IgIV. Este tratamiento se realiza a partir de la abstracción de las inmunoglobulinas del plasma (sangre a la que se le ha removido las células sanguíneas) que se concentran en una solución la cual es suministrada por vía intravenosa al paciente con SGB. La inmunoglobulina se obtiene de un donante y en esta se conservan todos los anticuerpos de la sangre del donante. La administración de la IgIV, se realiza diariamente durante 5 días.

Además de estos dos procedimientos también existen tratamientos con corticoides pero sus efectos han sido ampliamente debatidos, por la controversia que genera el uso de cortico esteroides^{9 10}.

Como se menciona anteriormente estos procedimientos persiguen disminuir el tiempo de recuperación y los daños neurológicos que ocasiona la enfermedad, mas no son formas de combatir la enfermedad de manera directa, son solo instrumentos para garantizar el medio para que se dé el proceso natural de recuperación. Además se aplican tratamientos médicos con los que se busca estabilizar el comportamiento del cuerpo por la afectación del Sistema Nervioso Autónomo, mediante el suministro de medicamentos con los que se pueda manejar complicaciones como la retención de líquidos, los cambios en la presión arterial y demás efectos del síndrome sobre el SNA.

1.3.2 Tratamiento fisioterapéutico en el SGB. Mediante la aplicación de este tipo de tratamientos se persiguen varios objetivos entre los que se tienen:

Prevenir el desarrollo de deformidades y contracturas producidas por la falta de fuerza muscular que impide al paciente mantener una posición adecuada de sus extremidades. El control de estas posibles complicaciones se realiza mediante férulas de posicionamiento u ortesis tanto en manos o pies para fijarlas en una posición deseada.

Prevenir lesiones efectuando cambios de posición al paciente buscando evitar zonas de presión que son regiones del cuerpo que se afectan por la permanencia del paciente en una posición fija durante un tiempo prolongado (2 horas), y se dan a causa de la presión ejercida por una prominencia ósea contra el musculo y este a su vez contra la piel, lo cual puede ocasionar escaras que son úlceras producidas por las zonas de presión al estar expuestas una mayor cantidad de tiempo.

⁹ CUPPET Micki. Medicina general aplicada al deporte. España: Elsevier. 2007. p. 199.

¹⁰ NOGALES-GAETE Jorge. Tratado de Neurología Clínica. Santiago de Chile: Editorial Universitaria. 2005. p. 527

Mantener y mejorar los arcos de movilidad articular (AMA) que son el rango máximo al cual llega una articulación y la flexibilidad (rango de elongación máximo al que llega un musculo teniendo en cuenta el AMA). La perdida de flexibilidad se da porque en el paciente con SGB no hay movimiento, debido a la lesión del nervio periférico. El no manejo de la flexibilidad puede ocasionar retracciones (acortamiento del musculo) las que a su vez pueden producir contracturas que desencadenan deformidades. Para evitar esta condición se aplica kinesioterapia pasiva seguida de estiramientos masivos mantenidos o auto estiramientos en cada musculo o grupo muscular. Si el paciente manifiesta bastante dolor se usan medios físicos como termoterapia, para aumentar la viscoelasticidad de las tiras de colágeno, disminuyendo el dolor y mejorando la flexibilidad. Este tipo de tratamiento se realiza cuando el paciente se encuentra en cuidados intensivos.

Brindar soporte respiratorio al paciente que lo requiera mediante ventilación mecánica, y posteriormente cuando se recupera la autonomía respiratoria realizar ejercicios para fortalecer los músculos que intervienen en la respiración, enseñándole al paciente técnicas para reeducar la tos, buscando un correcto manejo de las secreciones y su expulsión.

Mejorar la sensibilidad haciendo un manejo de diferentes materiales, texturas, formas y pesos para ayudar en la reeducación perceptual. Mejorar la propiocepcion (ubicación espacial de las partes del cuerpo) mediante métodos de percepción y ubicación en el espacio. Este tratamiento se realiza cuando el paciente ha recobrado el movimiento.

Reeducar los músculos, ya que al ser el SGB una enfermedad desmielinizante hay pérdida de fuerza muscular y por ende pérdida de la memoria de la acción que realiza cada musculo en particular. Así mediante este tratamiento se busca recordarle al cerebro la acción que realiza el musculo para que se creen los engramas cerebrales que son registros en la memoria en los que se almacenan respuestas especificas ante estímulos determinados, persiguiendo que el paciente recobre la capacidad de ejecutar la acción muscular que desee. Este tratamiento se realiza con la aplicación de electro estimulación para excitar el musculo y generar su contracción, haciendo además un proceso de concientización para que el paciente tenga plena conciencia de las acciones musculares.

1.4 ETIOLOGÍA

A pesar de que en el SGB se tiene claro que el trastorno se da a causa de un ataque autoinmune, no está realmente determinado que ocasiona esta patología, pero se han identificado unos desencadenantes que han precedido a la aparición de la enfermedad, entre estos eventos se encuentran aquellos que no necesariamente estimulan el sistema inmunológico.

Entre un 60% a un 75% de los pacientes que padecen el síndrome identifican una enfermedad o algún evento que por lo general es de tipo infeccioso que aconteció entre 1 a 3 semanas antes del comienzo de la debilidad muscular¹¹. En más de la mitad de los casos las infecciones reportadas son de tipo respiratorio o gastrointestinal, siendo los agentes infecciosos más comunes el citomegalovirus, virus de Epstein-Barr, virus epidémicos como la influenza, virus de inmunodeficiencia adquirida VIH, hepatitis B, virus herpes y varicela zoster, o infecciones bacterianas por gérmenes¹². También se ha podido establecer relación con la aparición de la enfermedad por la vacunación contra la rabia o la influenza. Y un 5% de los casos de SGB se presentan después de que el paciente se ha sometido a algún tipo de cirugía¹³.

¹¹ GARETH J. Parry. Gullain-Barré Syndrome from diagnosis to recovery. USA: American academy of neurology, 2007. p. 55.

¹² NOGALES-GAETE Jorge. Tratado de Neurología Clínica. Santiago de Chile: Editorial Universitaria. 2005. p. 526

¹³ GARETH J. Parry. Gullain-Barré Syndrome from diagnosis to recovery. USA: American academy of neurology, 2007. p. 58.

2. ELECTROTERÁPIA EN EL SGB

En el SGB la electroterapia se realiza dependiendo del estado del paciente y la fase de recuperación o etapa de evolución de la enfermedad en que este se encuentre. El estado del paciente implica la capacidad de respuesta y la tolerancia a la electricidad que depende de la sensibilidad o dolor neuropático que tenga el afectado.

El tipo de corriente a aplicarse se escoge dependiendo del estado físico del paciente que puede determinarse mediante un examen de sus respuestas motoras. En este trabajo de grado se usa el sistema de calificación de Robert W. Lovett en el cual el diagnóstico del examen que califica la fuerza muscular se basa en el movimiento, la gravedad y la aplicación de una fuerza externa (resistencia manual) con el fin de valorar la capacidad del músculo para realizar o no su acción en presencia o ausencia de tales fuerzas¹⁴. Esta escala de calificación va de 0 a 5 partiendo de un estado de parálisis (0) hasta una respuesta normal del paciente, con el uso de los signos (+) y (-) para imprimir mayor precisión a los resultados. La escala de W Lovett se presenta en la tabla 2.

Con el desarrollo de este proyecto se busca brindar dos tipos de tratamiento. El primero con corriente galvánica, para pacientes que estén en la etapa temprana de recuperación del SGB, en la que el afectado puede encontrarse en UCI o en cuidado intermedio y en el que se evidencia incapacidad de contraer los músculos, o capacidad disminuida para efectuar movimiento a favor de la gravedad, es decir en la escala de W. Lovett pacientes con calificación: 0, 1, 1+, 2. En el segundo tratamiento se aplica corriente farádica y se emplea en pacientes que se encuentren en una etapa más avanzada del proceso de recuperación que tengan mayor movilidad, hasta pacientes con un grado de recuperación alto o total. En la escala de W. Lovett calificaciones desde 1+ hasta 5. Mirando la tabla se puede apreciar que en el intervalo entre 1+ y 2 se pueden aplicar los dos tipos de tratamientos que provee el equipo, por lo que al implementar estas dos corrientes se tiene una funcionalidad total para la rehabilitación en el SGB.

¹⁴ DAZA LESMES Javier. Evaluación Clínico-funcional del movimiento corporal humano. Colombia: Editorial medica panamericana, 2007. p. 181.

Tabla 2. Escala de W Lovett.

ESCALA	CRITERIO DE CALIFICACIÓN
0	No se aprecia contracción (parálisis)
1	Contracción sostenida, no movimiento
1+	Inicia movimiento sin gravedad
2-	Mitad o dos tercios del arco de movimiento sin gravedad
2	Arco completo de movimiento sin gravedad
2+	Inicia movimiento contra gravedad
3-	Mitad o dos tercios del arco de movimiento contra gravedad
3	Arco completo de movimiento contra gravedad
3+	Arco completo de movimiento contra gravedad y ligera resistencia
4-	Arco completo de movimiento contra gravedad y mediana resistencia
4	Arco completo de movimiento contra gravedad y resistencia
4+	Arco completo de movimiento contra gravedad y sostenida resistencia
5	Arco completo de movimiento contra gravedad y máxima resistencia

Fuente: DAZA LESMES Javier. Evaluación Clínico-funcional del movimiento corporal humano. Colombia: Editorial medica panamericana, 2007. p. 181.

2.1 EFECTOS TERAPÉUTICOS DE LA CORRIENTE GALVÁNICA

La aplicación de la corriente galvánica en la etapa temprana de recuperación del SGB se hace por los efectos que este tipo de corriente tiene sobre el cuerpo los cuales son los indicados para esta fase de la recuperación. Estos efectos son¹⁵:

- Aumento del metabolismo
- Vasodilatación arterio-capilar
- Procesos antiinflamatorios
- Acción sobre los nervios motores
- Aumento de la actividad muscular
- Sedación y analgesia
- Disminución del tono muscular

2.1.1 Aumento del metabolismo. Se presentan cambios químicos a nivel de los tejidos, debido al calentamiento que se generan sobre estos. Esto implica el incremento en el consumo de oxígeno y sustancias nutritivas. También se aumentan la excreción de los productos de desechos metabólicos. Todo este proceso incrementará la regeneración de los tejidos, influyendo en una mejor respuesta de los músculos atroficos y mejorando la velocidad de regeneración de las fibras nerviosas motoras.

2.1.2 Vasodilatación arterio-capilar. Respuesta que se da como consecuencia al calor generado. Con la eliminación de los productos de desecho, hay expulsión de metabolitos que influyen sobre las paredes arteriales capilares, dilatándolas. Este efecto también se ocasiona por la ionización o migración de iones que se dan por la aplicación de una corriente continua.

2.1.3 Procesos antiinflamatorios. La vasodilatación produce un movimiento de elementos sanguíneos como anticuerpos y demás, que provocan un efecto reparativo del proceso inflamatorio.

2.1.4 Acción sobre los nervios motores. Al haber un incremento del metabolismo, y por lo tanto de la velocidad de regeneración de las fibras nerviosas motoras, se aumenta la capacidad reactiva de los nervios por disminución de la excitabilidad a los estímulos endógenos y exógenos.

¹⁵ OCHOA DEL PORTILLO Gabriel. Principios generales en electroterapia. Colombia: Beringer Ingelheim, p. 59 – 61.

2.1.5 Aumento de la actividad muscular. Con las técnicas de galvanización se puede aliviar el dolor por espasmo muscular. Siempre que el espasmo sea respuesta a una afectación inflamatoria o traumática, se podrá obtener mayor eficiencia muscular antes de iniciar un proceso terapéutico para ganar movilidad. Logrando un proceso de relajación-contracción eficaz a nivel de las fibras musculares, sin alterar su potencia.

2.1.6 Sedación y analgesia. Como se mencionó anteriormente el proceso reparativo que se da como consecuencia de la aplicación de corriente galvánica desencadena una disminución del dolor.

La sedación se logra por la interrupción del ciclo de espasmo muscular-dolor. También, el aumento del riego sanguíneo en la zona tratada favorecerá dentro de la eliminación de productos de desecho, la salida de sustancias irritativas (ácidos pirúvico y láctico) mejorando la sintomatología dolorosa. La corriente galvánica disminuye el tono de las fibras nerviosas simpáticas, reduciendo la información de dolor al entrar en acción.

2.2 APLICACIONES DE LA CORRIENTE GALVÁNICA EN EL SGB

Las aplicaciones generales de la corriente galvánica son¹⁶:

Atrofia muscular

Parálisis flácida o de origen traumático

Trastornos circulatorios centrales y periféricos

Trastornos inflamatorios de raíz periférica

Procesos inflamatorios óseos y degenerativos

2.2.1 Atrofia muscular. Este tipo de corriente evita el aumento de las atrofias musculares mientras se logra la recuperación de la conducción nerviosa. Por esta razón este tipo de corrientes se aplica en las fases más tempranas de la parálisis, para evitar atrofias resistentes o más graves.

2.2.2 Parálisis flácida o de origen traumático. Como se vio en la sección anterior un aumento del metabolismo incrementa la velocidad de regeneración de las fibras nerviosas motoras, por lo cual en una parálisis de tipo flácido se podría esperar reconducción nerviosa, además de que se estará tratando la atrofia progresiva muscular.

¹⁶ OCHOA DEL PORTILLO Gabriel. Principios generales en electroterapia. Colombia: Beringer Ingelheim, p. 62 – 63.

2.2.3 Trastornos circulatorios centrales y periféricos. Como se presentó anteriormente la corriente galvánica ocasiona vasodilatación arterio-capilar, que en enfermedades de tipo arterial previene fenómenos tromboembólicos y por congelaciones.

2.2.4 Trastornos inflamatorios de raíz periférica. El galvanismo también se aplica para las neuritis por su efecto de disminución en la excitabilidad nerviosa, y la capacidad de acelerar los procesos de tipo reparativo y su acción sedativa y analgésica.

2.2.5 Procesos inflamatorios óseos y degenerativos. Se indica la galvanización en todos aquellos procesos relacionados con estados agudos o crónicos, en: osteoartritis degenerativa, artritis inflamatoria no séptica, bursitis, periartrosis, espondilitis, mialgias. El efecto sobre estos se da a causa de la mejora en el metabolismo, lo que regenera la anatomía articular por la lubricación de la membrana sinovial. También los efectos de analgesia y sedación favorecen la utilización de las articulaciones de manera más activa mejorando la capacidad contráctil y de tono muscular, evitando restricciones progresivas que pudiesen desencadenar deformidades.

En el SGB la corriente galvánica se utiliza principalmente con el fin de evitar, prevenir o recuperar: la atrofia muscular, la parálisis flácida y los trastornos inflamatorios de raíz periférica.

2.3 CORRIENTE CONTINUA O GALVÁNICA EN FISIOTERAPIA

En fisioterapia la aplicación de corrientes se realiza a causa de los efectos que generan en el cuerpo, el cual se compone de gran cantidad de sustancias en forma de iones, moléculas y partículas cargadas eléctricamente tales como: células, tejidos (agrupaciones de células), disoluciones y dispersiones coloidales.

En si la materia componente del cuerpo está formada por disoluciones y dispersiones separadas por membranas selectivamente permeables que generan gradientes como: presión osmótica, presión oncótica, diferencia de potencial eléctrico, nivel de polarización, etc. entre las sustancias separadas. Estos gradientes o desequilibrios propician las continuas reacciones químicas, diferenciales eléctricos e intercambio de iones con los que se regula y administra el funcionamiento del cuerpo.

En una disolución los iones (partículas cargadas eléctricamente) se dispersan por el medio y se asocian con otras partículas dependiendo de la carga que posean. Estas asociaciones pueden ser alteradas aplicando una fuerza eléctrica que supere la fuerza de las partículas, haciendo que los iones se desplacen por el disolvente que los sustenta hacia la fuerza que los atrae o los repele. Este fenómeno se denomina electroforesis y se aprovecha en fisioterapia para producir los efectos mencionados en las secciones anteriores.

En el organismo humano se encuentran muchas disoluciones como el plasma sanguíneo, líquido intersticial, líquidos intracelulares, líquido cefalorraquídeo, líquidos sinoviales, jugos gástricos, orina, hormonas, etc., los cuales a su vez contiene además de los complejos proteínicos, sales (las más abundantes), ácidos y bases, que pueden ser disociadas químicamente al someterlas a un flujo de corriente continua, que supere las fuerzas iónicas que mantienen unidas a las partículas.

La aplicación de la corriente continua en el cuerpo se hace a través de la piel utilizando dos electrodos: un ánodo conectado a la terminal positiva del equipo generador y un cátodo conectado a la terminal negativa. El flujo de corriente en el cuerpo se da por el movimiento de los iones, los cuales si son aniones (partículas con carga negativa) se desplazan hasta el ánodo y ceden sus electrones perdiendo su condición de iones, y si son cationes (partículas con carga positiva) se mueven hasta el cátodo del cual reciben electrones perdiendo también su condición de partículas cargadas, lo que establece un movimiento constante de electrones, haciendo que el cuerpo se comporte como un conductor. Pero como en la conducción se realizan reacciones químicas, como la disociación de las partículas, y la pérdida o ganancia de electrones en los iones, el cuerpo se denomina conductor de segundo orden.

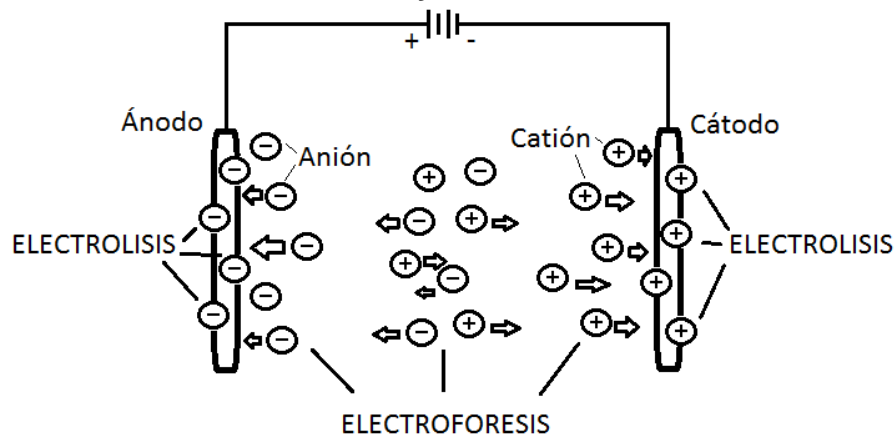
2.3.1 Electrolisis y Electroforesis. Para comprender los efectos de la aplicación de corriente continua en el organismo se deben tener en claro los fenómenos de electrolisis y electroforesis.

2.3.1.1 Electrolisis. Se denomina electrolisis al efecto en el cual los iones de una disolución entran en contacto directo con los electrodos, cediendo o tomando electrones de estos, perdiendo su carga eléctrica, cambiando sus propiedades y adhiriéndose al electrodo (figura 4).

En si en la electrolisis se genera una diferencia de potencial mediante pares de electrodos sumergidos en una disolución, esta fuerza eléctrica es mayor que la que une los elementos o moléculas de los compuestos de la disolución separándolos en forma de iones, haciendo que estos sean atraídos hacia los electrodos de carga diferente, con los que entran en contacto y a los que les ceden o toman electrones para quedar con carga eléctrica neutra.

2.3.1.2 Electroforesis. El desplazamiento de las partículas cargadas a través de la disolución y la concentración de iones en las proximidades de los electrodos antes de que entren en contacto con estos (electrolisis) se denomina electroforesis (figura 4).

Figura 4. Fenómenos de electrolisis y electroforesis.



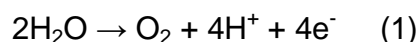
Electrolisis: iones en contacto con los electrodos. Electroforesis: desplazamiento de los iones y acumulación en las proximidades de los electrodos.

2.3.2 Reacciones anódicas y catódicas por el fenómeno de electrolisis. A raíz del contacto entre los iones y el ánodo o el cátodo se desencadenan reacciones químicas electrolíticas, en la electroterapia estas reacciones deben ser consideradas por el riesgo que representan para el paciente, por cuanto a causa de estas se pueden generar quemaduras en los tejidos. El porqué de esta situación se puede comprender mejor al estudiar las reacciones que se presentan en el ánodo y el cátodo al interactuar con las partículas cargadas.

2.3.2.1 Reacciones en el Ánodo. Hacia el ánodo se dirigen los iones cargados negativamente o aniones los cuales tienden a reaccionar con el oxígeno, con otros elementos o con el electrodo ocasionando la pérdida de electrones de este. Así, los electrones abandonan la disolución y al anión que los contenía por medio del ánodo. Esta reacción se conoce como oxidación.

Además, con el ánodo no solo los iones reaccionan, la unión de dos moléculas de agua $2\text{H}_2\text{O}$ se oxida, dando como resultado oxígeno en forma de O_2 (gas), más 4 hidrógenos en forma de ion más 4 electrones, lo que implica que la parte de la disolución cercana al ánodo se torna **ácida** por el exceso de protones H^+ , los cuales inician su desplazamiento hacia el cátodo en el momento en que son generados.

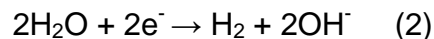
La reacción se presenta en la ecuación 1:



2.3.2.2 Reacciones en el Cátodo. Las partículas con carga positiva o cationes reaccionan con determinados elementos o con el electrodo cátodo, recibiendo electrones de estos. Esta reacción se denomina reducción y en este caso los electrones ingresan en la disolución a través del cátodo al asociarse con los cationes. Cada ion toma un electrón del cátodo quedando como una partícula con carga neutra que se deposita en el electrodo.

También en el cátodo reaccionan 2 moléculas de agua tomando electrones del electrodo, produciendo hidrogeno y dos oxidrilos (OH⁻) con carga negativa, haciendo que la disolución que este en las proximidades del cátodo se torne **alcalina** por la abundancia de oxidrilos los cuales inician su desplazamiento hacia el ánodo en el momento en que son generados.

La reacción se presenta en la ecuación 2:



Como se puede apreciar, las reacciones que se producen en los electrodos al someter una disolución a una diferencia de potencial eléctrico pueden generar electrolisis, en fisioterapia este fenómeno es indeseado, ya que debido a este se producen quemaduras en los pacientes, como se explica a continuación.

2.3.3 Respuesta del organismo al tratamiento con corriente galvánica. Al aplicar corriente continua en el organismo por medio de una diferencia de potencial se deben tener en cuenta que se generan dos fenómenos, la electroforesis y la electrolisis. Si se aplica un bajo voltaje (el valor de voltaje depende de las características físicas del paciente) se romperán los enlaces de las partículas que menos fuerza eléctrica requieran para mantenerse unidas siempre y cuando el voltaje aplicado supere la fuerza que une a los compuestos. A partir de esta situación se generan iones que se dirigirán hacia el electrodo con carga opuesta, pero hay poca acumulación de partículas cargadas por cuanto estas reaccionan con los iones de otros compuestos, lo que genera un cambio de carga obligando a las nuevas partículas a desplazarse hacia el electrodo opuesto, manteniéndose el fenómeno electroforético constantemente. Que es la circunstancia deseada cuando se aplica el tratamiento con corriente galvánica.

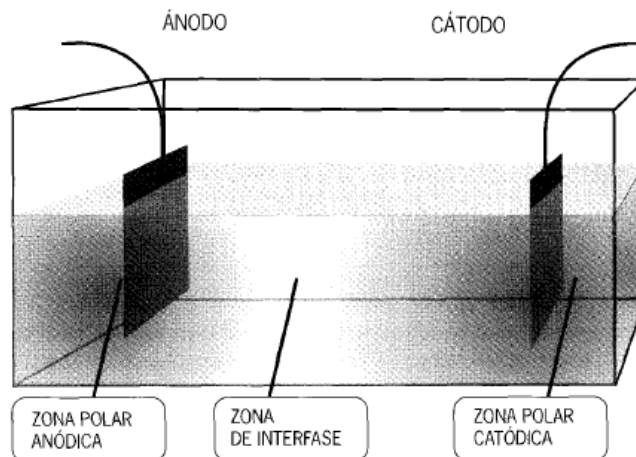
Lo anterior se lo puede comprender mejor teniendo en cuenta que en una disolución acuosa se puede encontrar al agua en varias formas: como su molécula típica de H₂O, y en forma ionizada como un ion hidronio y un oxidrilo (H₃O⁺ + OH⁻) o la de un ion hidrogeno y un oxidrilo (H⁺ + OH⁻), por esto se presentan varias circunstancias, las que diferenciaremos a continuación según el electrodo.

En el Ánodo (+):

Si la diferencia de potencial es baja, el ácido acumulado en las proximidades del electrodo será apartado de esta zona al ser atraído por los dipolos del agua, hacia una zona de interfase (figura 5) distante a los dos electrodos donde volverá a disociarse en iones y formará sales con los radicales metálicos presentes en la disolución.

Si el voltaje aplicado es alto se elevará en exceso la concentración de ácidos produciendo un pH muy bajo, que en los tejidos ocasiona la ruptura de los enlaces iónicos H^+ lo que produce despegamiento de las proteínas y por ende ruptura de las estructuras, lo que destruye la materia orgánica en forma de quemadura química.

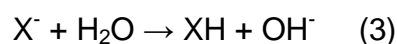
Figura 5. Zona de interfase.

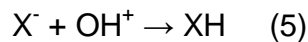


Fuente: RODRIGUEZ M. José María. Electroterapia en fisioterapia. 2ª. Edición. Madrid: Editorial Medica Panamericana. 2004. p. 155.

También, varias sales orgánicas están formadas por iones cloruros, sulfuros, sulfatos, fosfatos, nitratos, etc., con lo que se corre el riesgo de que se dé una concentración tan alta, que se precipiten haciéndose insolubles y formando coágulos, irritando las terminaciones nerviosas ocasionando sintomatología de dolor e inflamación. Por este motivo en el ánodo se manifiesta mayor sensación de molestia cuando se aplican tratamientos con corriente galvánica.

Las ecuaciones de las reacciones anteriores entre las tres formas que toma el agua y los aniones se presentan a continuación, considerando a la variable X como cualquier partícula con carga negativa que pueda disociarse en el tratamiento con la corriente continua:



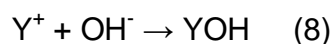


En el Cátodo (-):

En las proximidades a este electrodo se crea un medio alcalino abundante en radicales de metales alcalinos importantes para el metabolismo celular, por este motivo la zona cercana al cátodo es un medio intersticial de mayor utilidad que en el ánodo.

La correcta aplicación de potencia en el tratamiento determina su efectividad, ya que con un valor adecuado de voltaje se permitirá el desplazamiento de los hidróxidos hacia la zona de interfase donde se recombinaran con otras partículas. Este movimiento hacia la zona de interfase se da a causa de las fuerzas eléctricas de las moléculas de agua y otros solutos, lo que da como consecuencia la aceleración de los cambios iónicos y por ende del metabolismo celular. En caso de suministrar una potencia excesiva se presentara acumulación de hidróxidos desencadenando una acción destructora sobre los tejidos.

Las ecuaciones de las reacciones en el cátodo, entre las tres formas que toma el agua y los cationes se presentan a continuación, considerando a la variable Y como cualquier partícula con carga positiva que pueda disociarse en el tratamiento con la corriente continua, y que en el cuerpo pueden ser cationes como Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Mg^{++} .



Teniendo en cuenta la anterior descripción, en la que se aclara el comportamiento del cuerpo ante la aplicación de corriente continua, a continuación se mencionan los efectos generados por la aplicación del tratamiento al inducir el fenómeno de electroforesis en el organismo.

Electroforesis por disociación iónica: Cuando los iones son atraídos hacia los electrodos, tienen que disociarse de las partículas con las que estaban formando enlaces, alterando los equilibrios químicos existentes. Por lo que ocurren cambios químicos al inicio del desplazamiento iónico.

Alteración metabólica: Los desequilibrios eléctricos generadores de cambios químicos producen movimiento de iones que aceleran o frenan las reacciones metabólicas que pudiesen estar poco activas o muy activas respectivamente.

Hidrólisis: Al existir una alta concentración de elementos atómicos y compuestos no iónicos nuevos cerca de los electrodos, estos son atraídos por las moléculas de agua en una zona alejada de los electrodos o zona de interfase, para disolverse (hidrólisis) generando nuevos iones que se dirigirán inmediatamente hacia el electrodo de signo contrario.

Electroósmosis: Arrastre causado por la presión oncótica de agua proteínas u otras sustancias hacia las concentraciones iónicas producidas. Estos desplazamientos se dan en el cuerpo con el fin de obtener el óptimo nivel de sustancias o presión osmótica de todas las moléculas.

Efecto electroforético secundario: Al concluir la sesión de tratamiento los desequilibrios electroquímicos producidos tenderán a reequilibrarse. Estos efectos secundarios ocasionan reacciones inversas a las conseguidas con la aplicación de la corriente ya que los iones intentan volver a su estado metabólico lógico, moviéndose lentamente y eliminando las concentraciones provocadas. Este efecto se da durante varias horas posteriores a la sesión.

Efectos polares: Son los que se dan en los electrodos y las zonas cercanas a ellos y se presentan en la tabla 3.

Tabla 3. Efectos polares.

EN EL ÁNODO	EN EL CÁTODO
Reacción acida	Reacción alcalina
Oxidación	Reducción
pH bajo	pH alto
Liberación de protones (H ⁺)	Liberación de oxhidrilos
Concentración de aniones no metales	Concentración de cationes metales
Quemadura de tipo ácido	Quemadura alcalina
Coagulación	Licuefacción
Anaforesis: rechazo de los iones (+)	Cataforesis: rechazo de los iones (-)
Vasoconstricción	Vasodilatación
Sedación *	Irritación *

Tabla 3. Efectos polares (continuación).

EN EL ÁNODO	EN EL CÁTODO
Nivel de polarización de membrana bajo	Nivel de polarización de membrana alto
Actividad metabólica baja	Actividad metabólica alta
Absorción de calor	Liberación de calor
Abundancia de algunos iones (-) como: Cl ⁻ , 2Cl ⁻ , OH ⁻	Abundancia de algunos iones (+) como: Na ⁺ , Ca ⁺⁺ , K ⁺ , H ₃ O ⁺
Se aplica en procesos de ITIS	Se aplica en procesos de OSIS

* Se puede dar el fenómeno inverso.

Fuente: RODRIGUEZ M. José María. Electroterapia en fisioterapia. 2ª. Edición. Madrid: Editorial Medica Panamericana. 2004. p. 157.

2.4 CORRIENTE PULSANTE O FARÁDICA EN FISIOTERAPIA

La corriente farádica es una señal de corriente continua en forma de tren de pulsos y se utiliza generalmente para contraer las fibras musculares. Al aplicar una corriente pulsante de frecuencia e intensidad adecuada sobre un conjunto neuromuscular, se desencadena una reacción química en el organismo, igual a un impulso nervioso, que concluye con la contracción del musculo estimulado. Este efecto es aprovechado por la medicina para tratar diferentes patologías ya que la contracción artificial de los músculos posibilita mantener al sistema muscular activo en varios casos. Para el SGB en el cual el afectado es incapaz de ejercer por sí mismo un control voluntario de los músculos, la corriente farádica ayuda a mantener la actividad muscular previniendo atrofias, lo que conduce a evitar contracturas, que en un caso más grave pueden desencadenar deformidades. Además posibilita la recuperación del tono, repotenciando los músculos para que puedan alcanzar un estado mayor de funcionalidad y posteriormente recobren su normalidad en los casos en los que es posible la recuperación total. Todos los beneficios de la aplicación de este tipo de señal de corriente para pacientes en SGB se dan a causa de los efectos que esta produce en el organismo y que son los siguientes¹⁷:

- Acción tetanizante
- Excitabilidad neuromuscular
- Metabolismo muscular
- Hipertrofia

17 OCHOA DEL PORTILLO Gabriel. Principios generales en electroterapia. Colombia: Beringer Ingelheim, p. 73.

2.4.1 Acción tetanizante. La corriente farádica aplicada con una adecuada intensidad, hace que la musculatura estriada sana se contraiga de manera prolongada proporcional a la exposición del paciente a la señal de corriente.

2.4.2 Excitabilidad neuromuscular. Acción excitante sobre los conjuntos neuromusculares ejercitados, que impide la atrofia y contribuye al desarrollo de la masa muscular a diferencia de la corriente galvánica.

2.4.3 Metabolismo muscular. Los cambios que se presentan al contraer un musculo mediante estimulación eléctrica son similares a los que se dan mediante una acción voluntaria, por lo que se presenta aumento del metabolismo, elevando las demandas de oxígeno e incrementando la liberación de productos de desecho y metabolitos, que provocan dilatación de arteriolas y capilares, ampliando el riego sanguíneo.

2.4.4 Hipertrofia. La estimulación farádica puede ocasionar efectos de hipertrofia muscular.

2.5 APLICACIONES DE LA CORRIENTE FARÁDICA EN EL SGB

Los efectos de la corriente farádica con respecto a los que ocasiona la galvánica en el cuerpo tienen diferencias sustanciales, y se centran principalmente en la acción que producen en los músculos denervados. Por lo que se le debe dar relevancia al hecho de que la corriente farádica *no produce* contracción en la musculatura que no posee inervación nerviosa, caso que se presenta en la fase inicial del síndrome y que posteriormente va disminuyendo debido a la remielinización. Por este motivo la utilización de la corriente farádica puede aplicarse a pacientes que hayan padecido SGB pero se encuentren en una etapa avanzada de recuperación y posean los músculos parcialmente denervados o inervados. En esta fase se realizan tratamientos con los que se persigue lo siguiente¹⁸:

Regularización del tono muscular
Tonificación moderada
Bombeo circulatorio

2.5.1 Regularización del tono muscular. Se pretende mejorar el tono o estado permanente de contracción parcial, pasiva y continúa en el que se encuentran los músculos, para mantener la postura corporal. Además dar propiocepción después de grandes periodos de inmovilización.

18 RODRIGUEZ M. José María. Electroterapia en fisioterapia. 2ª. Edición. Madrid: Editorial Medica Panamericana. 2004. p. 378.

2.5.2 Tonificación moderada. Se trata de conseguir trabajo muscular cuando la musculatura se encuentra atrofica, inhibida, desentrenada o incapaz de ser debidamente controlada por el propio sistema nervioso y sus placas motoras. Con la estimulación transcutánea se ayudará al sistema neuromuscular desencadenando las respuestas que el paciente no logra de manera voluntaria.

2.5.3 Bombeo circulatorio. Se pretende provocar un nivel importante de presión intramuscular a causa del nivel de contracción para forzar la salida de líquidos circulantes (tanto sangre como linfa) induciendo el metabolismo muscular.

2.6 RESPUESTA DEL ORGANISMO A LA ESTIMULACIÓN CON CORRIENTE FARÁDICA

Como se menciono anteriormente la estimulación con corriente farádica provoca como efecto la contracción muscular. Esto ocurre ya que la corriente pulsante induce un potencial de acción o impulso eléctrico sobre la zona en la que es aplicada el cual viaja hasta las fibras musculares ocasionando que los filamentos de actina y miosina se atraigan y deslicen entre sí, lo que genera desplazamiento de las miofibrillas ocasionando la contracción muscular.

Los potenciales de acción en los músculos se dan por la acción de las células musculares que poseen membranas semipermeables que regulan el intercambio de sustancias entre el interior y el exterior de la célula. Debido a que las sustancias del cuerpo están eléctricamente cargadas (iones) la membrana celular administra el paso de estas sustancias cargadas entre su interior y exterior, existiendo siempre una diferencia de potencial. Cuando las fibras musculares están en reposo no hay paso de impulsos eléctricos y el interior de la célula es más negativo con respecto al exterior existiendo un voltaje entre la parte interna y la externa que por lo general es de -70mV que se denomina potencial de reposo. Este equilibrio puede ser alterado por un estímulo, generando una inversión de cargas que se transmite a lo largo de las fibras, lo que se denomina un impulso nervioso o potencial de acción (figura 6), que se genera únicamente cuando el estímulo producido es capaz de sobrepasar un voltaje umbral que por lo general se aproxima a los -50mV y que al llegar a los músculos desata su posterior contracción.

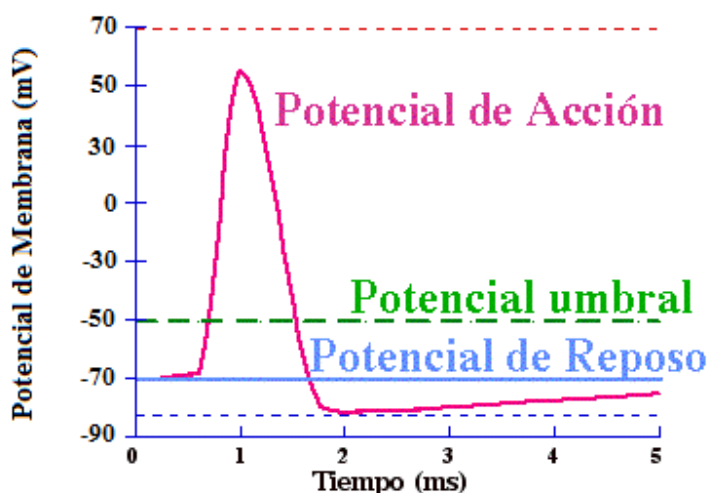
Estas reacciones electroquímicas requieren de un tiempo determinado para producirse (figura 7), desde el momento en que se aplica un estímulo que las desencadena hasta que vuelven a su estado de polarización eléctrica. Este periodo de tiempo puede dividirse en tres etapas que son: periodo de latencia, periodo activo y periodo de repolarización.

Periodo de latencia (PL): tiempo que tarda el estímulo aplicado en superar el umbral de polarización.

Periodo activo (PA): momento en el que se despolariza la membrana (inversión de polaridad) desencadenando la respuesta contráctil de la fibra muscular.

Periodo de repolarización (PRp): periodo de recuperación electroquímico de la fibra en el que se mantiene la contracción y se comienza el transporte de iones para recuperar el potencial de reposo, preparando a la fibra para una nueva contracción. Si se aplica otro impulso antes de finalizar todo el proceso bioeléctrico la fibra no presentara respuesta contráctil¹⁹.

Figura 6. Potencial de Membrana Vs Tiempo.



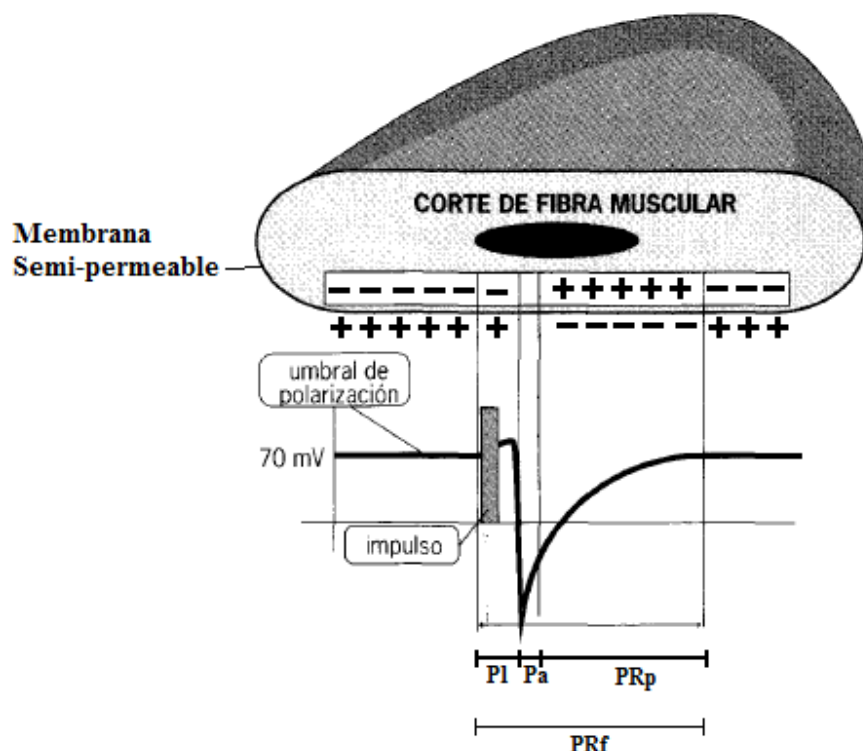
Potencial de Membrana Vs Tiempo: se aprecia el potencial de reposo y el potencial umbral que se debe superar para desencadenar un potencial de acción.

A la suma de los tres lapsos de tiempo se le denomina periodo refractario y puede durar entre 5 o 20 milisegundos dependiendo de la fibra muscular estimulada, ya sea una fibra rápida o lenta respectivamente. Por este motivo los pulsos generados por el electro estimulador no deben ser menores a 20ms ya que se interferiría con el proceso de contracción de las fibras lentas, por cuanto los músculos se encuentran conformados casi en igual proporción de fibras lentas y rápidas.

En la figura 7, se diferencian de manera clara estos tiempos los cuales se empiezan a desarrollar a partir de la aplicación de un estímulo que para el caso es un pulso eléctrico. En el gráfico se aprecia que al superar el umbral se genera el potencial de acción en el cual se da la contracción muscular que dura hasta el fin del periodo de repolarización.

¹⁹ RODRIGUEZ M. José María. Electroterapia en fisioterapia. 2ª. Edición. Madrid: Editorial Medica Panamericana. 2004. p. 378.

Figura 7. Periodo refractario.



Fuente. RODRIGUEZ M. José María. Electroterapia en fisioterapia. 2ª. Edición. Madrid: Editorial Medica Panamericana. 2004. p. 368.

En la tabla 4, se presentan los tiempos aproximados para cada uno de los tiempos del periodo refractario para las fibras rápidas y lentas de los músculos.

Tabla 4. Fases periodo refractario para fibras lentas y rápidas.

	Periodo de latencia	Periodo activo	Periodo de repolarización
F. Lentas	5ms	1ms	14ms
F. Rápidas	0.5ms	0.5ms	4ms

2.7 REEDUCACIÓN MUSCULAR

Una de las consecuencias más graves del SGB es la pérdida del control voluntario de los músculos por el daño nervioso ocasionado. Por esta razón, una de las fases de recuperación en fisioterapia denominada reeducación muscular, se dedica a desarrollar o recuperar el dominio muscular voluntario, enseñado al musculo que perdió su función a que vuelva ejecutarla²⁰.

²⁰ Reeduación muscular. Devolviendo la función perdida. [en línea]. Disponible en internet: <http://www.terapia-fisica.com/reeducacion-muscular.html>

La reeducación muscular se lleva a cabo mediante la ejecución de movimientos que involucran los músculos afectados, concientizando al paciente de la acción que ejecuta el músculo para que se realice un determinado movimiento.

2.7.1 Etapas de la reeducación muscular. La reeducación muscular se compone de cuatro etapas que se desarrollan de forma sucesiva para recuperar la funcionalidad muscular, que son:

- Activación
- Fortalecimiento
- Coordinación
- Resistencia a la fatiga

2.7.1.1 Activación. Primera etapa de la reeducación muscular en la que el paciente es incapaz de contraer voluntariamente un grupo muscular específico. El objetivo de esta fase es la reactivación de las unidades motoras (nervios y músculos).

En esta etapa se orienta al paciente sobre el movimiento que se desea ejecutar teniendo en cuenta los siguientes aspectos:

Dirección del movimiento

Arco de movilidad

Señalar la ubicación del músculo

Efectuar el movimiento rítmicamente y de forma lenta para un mejor aprendizaje

Sensibilidad

Mediante la aplicación del movimiento pasivo en esta etapa se logra que el paciente tome conciencia de las funciones musculares por medio de la percepción sensorial y visual.

2.7.1.2 Fortalecimiento. La etapa de fortalecimiento persigue el desarrollo de la fuerza muscular, para que el paciente recupere el control o la activación consiente de un músculo individual o la iniciación de un engrama programado. En el control del músculo se incluye la activación voluntaria y la regulación consciente de la intensidad y la duración de la contracción.

2.7.1.3 Coordinación. Etapa en la cual se ejecutan movimientos que involucran varios músculos para ser realizados.

El objetivo del entrenamiento de la coordinación es desarrollar la capacidad de producir libremente patrones multimusculares motores automáticos que son más rápidos, más precisos e intensos que aquellos que se pueden producir solo cuando se utiliza el control voluntario de cada músculo.

Coordinación se refiere al complejo proceso neuromuscular de utilizar la secuencia correcta de movimientos musculares con el tiempo y la fuerza adecuada. Se refiere a una actividad neuromuscular más compleja en la que se estimulan algunos músculos y se inhiben otros en patrones y secuencias para producir movimientos funcionales del cuerpo.

La capacidad de inhibir aquellos músculos que no deben activarse al mismo tiempo que se contraen los músculos deseados es un componente esencial de la coordinación.

2.7.1.4 Resistencia a la fatiga. En esta fase se trabajan ejercicios que posibilitan que el paciente tenga la capacidad de realizar movimientos funcionales sin fatigarse rápidamente, lo que facilita llevar a cabo actividades necesarias de la vida diaria.

2.7.2 Importancia del correcto desarrollo de la reeducación muscular. La repetición del movimiento correcto varias veces provoca la formación de un engrama de coordinación en el sistema nervioso central. El engrama desarrollado se determina mediante el patrón que se practica. Si la práctica es imprecisa, el engrama será impreciso. Si se cometen errores durante la práctica, el engrama resultante mostrará errores.

La realización de un patrón incorrecto o variable no solo retrasa el desarrollo de un engrama correcto sino que también comienza a introducir un engrama incorrecto, lo que “no deberá aprenderse”. Se requiere mucho tiempo para corregir un patrón incorrecto y establecer uno correcto²¹.

Lo anterior implica que la realización de un tratamiento inadecuado puede conducir a que el paciente ejecute movimientos incorrectos, que son más difíciles de corregir y en el caso de no hacerlo pueden ocasionar desde dolores hasta problemas mayores como deformidades.

2.7.3 Reeducación de la marcha. Uno de los fines principales de la implementación del equipo es poder reeducar los músculos de las piernas de pacientes que hayan padecido SGB para rehabilitar la marcha o capacidad de una persona de poder trasladarse de manera voluntaria e independiente.

Con el desarrollo del equipo se espera rehabilitar la marcha brindando al fisioterapeuta una herramienta con la que pueda:

- Mejorar la fuerza muscular en miembros inferiores.
- Aumentar la estabilidad funcional y el equilibrio para desarrollar la marcha.

²¹ Reeducación muscular. Devolviendo la función perdida. [en línea]. Disponible en internet: <http://www.terapia-fisica.com/reeducacion-muscular.html>

- Facilitar el aprendizaje de los patrones de movimiento normal.
- Mejorar el control de la postura y el movimiento.

3. PROCESO DE DESARROLLO DEL EQUIPO DE ELECTROTERAPIA PARA EL TRATAMIENTO DEL SGB

3.1 ESPECIFICACIONES DEL EQUIPO

Partiendo del hecho de que una de las grandes metas de la rehabilitación física en el SGB es que el paciente logre recobrar su movilidad, se tiene como fin principal implementar un equipo que permita la reeducación muscular, y en mayor medida la rehabilitación de la marcha por la importancia que esta tiene en la independencia del individuo y por ende en su calidad de vida. Por esto se plantea el desarrollo de un equipo para producir corrientes capaces de estimular músculos denervados. Que genere corriente galvánica (corriente continua) y corriente farádica (corriente pulsante) la cual debe ser suministrada al paciente en las secuencias idóneas para ser aplicadas en los diferentes grupos musculares, buscando rehabilitar la mayoría de los movimientos voluntarios del cuerpo.

Por lo anterior, para realizar la investigación con el fin de establecer los movimientos a rehabilitar, delimitando los diferentes grupos musculares del cuerpo que los ejecutan y la manera correcta de estimularlos para que los lleven a cabo. Se siguió el siguiente proceso.

En primer lugar se identifican cuatro zonas del cuerpo que pueden ser estimuladas de forma independiente, ya que no tienen afectación entre sí para la electro estimulación por lo que pueden rehabilitarse de manera separada. Las cuatro zonas establecidas son:

Miembros inferiores
Miembros superiores
Tronco
Cara

Cada zona se divide en subzonas que contienen los grupos musculares encargados de generar los movimientos a rehabilitar. A continuación se muestran cuatro tablas, una para cada zona, en la que se indican las subzonas establecidas, los movimientos a rehabilitar y los músculos involucrados para cada uno de ellos.

Tabla 5. Miembros inferiores.

ZONA	MIEMBROS INFERIORES						
SUBZONA	Pierna-abdomen	Cadera	Rodilla		Pie		
MOVIMIENTO A REHABILITAR	Marcha	Abducción y aducción de Cadera	Extensión de rodilla	Flexión de rodilla	Dorsiflexion y plantiflexion del pie	Inversión del pie	Eversión de pie
MUSCULOS A ESTIMULAR	-Gemelos -Glúteo mayor -Psoas iliaco -Isquiotibiales -Cuádriceps -Tibial anterior -Transverso del Abdomen	-Glúteo medio -Aductores	-Cuádriceps	-Isquiotibiales	-Tibial anterior -Gemelos	-Tibial posterior	-Peroneos

Tabla 6. Miembros superiores.

ZONA	MIEMBROS SUPERIORES								
SUBZONA	Hombro				Codo	Antebrazo	Muñeca		Mano
MOVIMIENTO A REHABILITAR	Flexión	Abducción	Abducción de hombro horizontal	Extensión	Flexión	Pronación y supinación	Extensión	Flexión	Flexión de los cuatro metacarpianos
MUSCULOS A ESTIMULAR	Deltoides anterior	Deltoides medio	Deltoides posterior	Serrato anterior	Bíceps Tríceps	-Pronador cuadrado -Pronador redondo -Supinador largo -Supinador corto	-Segundo radial externo -Supinador largo -Supinador corto -Extensor común de los dedos -Extensor propio del hallux -Cubital posterior -Anconeo	-Pronador redondo -Palmar mayor -Palmar menor -Cubital anterior -Flexor común de los dedos	-Lumbricales -Flexor propio del meñique -Flexor propio del pulgar -Flexor propio del índice

Tabla 7. Tronco.

ZONA	TRONCO		
SUBZONA	Tórax y abdomen	Pecho	Espalda
MOVIMIENTO A REHABILITAR	Inspiración y expiración	Protrusión de Hombro	Extensión de tronco Elevación y depresión de la escapula Rotación de hombro
MUSCULOS A ESTIMULAR	-Intercostales externos -Trapezio -Serrato anterior -Recto Anterior abdominal -Transverso del abdomen -Oblicuos	-Pectoral mayor -Pectoral menor	-Cuadrado lumbar -Paraespinal lumbar -Paraespinal dorsal -Serrato anterior -Elevador de la escapula -Supraespinoso -Romboides mayor y menor

Tabla 8. Cara.

ZONA	CARA	
SUBZONA	Cara (Zona superior)	Cara (Zona inferior)
MOVIMIENTO A REHABILITAR	Subir y bajar las cejas Fruncir y descansar el ceño Cerrar y abrir los ojos Arrugar al nariz Activación musculo masticatorio Elevar labio superior Elevar comisura labial	Risa con dientes Arrugar el mentón Bajar comisuras labiales y contraer músculos del cuello Proyectar labios hacia delante Proyectar labio superior hacia arriba
MUSCULOS A ESTIMULAR	-Frontal -Superciliar -Orbicular de los parpados -Piramidal de la Nariz -Macetero -Canino -Risorio	-Buxinador -Borla del Mentón -Esplenio del cuello -Orbicular de los Labios -Elevador propio del labio superior -Cutáneo del Cuello

A partir de la información obtenida de las tablas anteriores, se establece que el número máximo de salidas de corriente que debe tener el equipo son siete, por cuanto este es el número máximo de músculos a estimular para ejecutar un movimiento. Los movimientos que requieren la estimulación secuencial de 7 músculos son la rehabilitación de la marcha y la de los movimientos de la espalda. Los demás movimientos con varios músculos como la extensión de muñeca y la flexión de los metacarpianos de la mano, no se incluyen por cuanto una salida estimula todos los músculos ya que son grupos pequeños. En el caso de la cara se programan una salida para cada movimiento.

Además, de las tablas se define que son en total 30 movimientos diferentes los que se desean rehabilitar. Con esta información precisada y los músculos involucrados en cada movimiento identificados, se procede a desarrollar las secuencias de electroestimulación para que se contraigan los músculos y efectúen los movimientos deseados. De este proceso se concluye que: los 30 movimientos pueden ser ejecutados con 7 secuencias por cuanto algunas se repiten para varios de ellos. Que para el dispositivo a desarrollar estas 7 secuencias representan el orden en que cada una de las salidas generadoras de corriente debe activarse con el fin de que se contraigan músculos específicos de cada subzona simulando las señales eléctricas que se envían desde el cerebro para ejecutar un movimiento determinado.

Los 30 movimientos con sus respectivas secuencias de activación, con información de tiempo y de las salidas activas e inactivas para cada intervalo, junto con los datos de los músculos a los que debe conectarse cada salida y su función, se presentan en las tablas del Anexo A.

Por lo tanto, retomando los planteamientos anteriores se establecen los siguientes requerimientos para el equipo: se desea realizar un dispositivo generador de corriente galvánica (corriente continua) y corriente farádica (corriente pulsante), la corriente generada se transmitirá al paciente por medio de pares de electrodos que se conectaran a siete salidas diferentes, las cuales se activaran en secuencias determinadas que se definen mediante la selección de 1 de 7 programas posibles.

Además, partiendo de las necesidades formulados por la Doctora Emily Gómez López proponente del desarrollo del equipo, quien es socia y fisioterapeuta del Centro de Fisioterapia Cyriax, se solicita:

Que la intensidad de la corriente generada sea variable por cuanto diferentes pacientes requieren intensidades distintas por el estado de innervación nerviosa que ellos presentan.

Que a cada una de las salidas se le pueda graduar la intensidad de manera independiente.

Que el equipo sea portable.

Que tenga una interfaz de usuario de fácil manejo.

Que cuente con herramientas visuales que informen sobre el estado del equipo.

Además, con referencia en las normas de seguridad para equipos electromédicos IEC 60601 y con especificidad en la norma IEC 60601-2-10 en la que se tratan los requerimientos de seguridad para equipos estimuladores nerviosos y musculares, y con el fin de brindar una herramienta de tratamiento segura, se plantean las siguientes especificaciones:

El equipo debe tener como fuente de poder una batería, con el fin de evitar el contacto del paciente con la línea eléctrica.

El equipo debe contar con un paro de emergencia (diferente al botón ON/OFF) con el que se pueda cortar la alimentación de corriente proveniente de las salidas del equipo y que va hacia el paciente.

3.2 PROPUESTA DE DISEÑO A DESARROLLAR DEL EQUIPO

Con el fin de dar solución a cada uno de los requerimientos mencionados anteriormente se plantean las siguientes propuestas de diseño:

Teniendo en cuenta que deben manejarse 7 salidas que deben ejecutar 7 secuencias de activación diferentes, se plantea el uso de un microcontrolador con el fin de optimizar estas operaciones, por cuanto el uso de lógica combinacional o secuencial tiene varias desventajas entre las que se puede mencionar, el incremento sustancial de circuitos integrados usados en el diseño, un mayor consumo de energía, y un costo mucho mayor del equipo a implementar, también se obtiene un diseño de mayores dimensiones, con lo que se afectaría la condición de portabilidad del equipo. Además el uso del microcontrolador facilita el uso de periféricos más complejos como pantallas y teclados, que son acordes con el requerimiento de una interfaz de usuario amigable y de fácil manejo.

Se proponen como interfaz de usuario los siguientes periféricos:

Periféricos de salida:

Pantalla LCD

Diodos led

Periféricos de entrada:

Teclado matricial

Interruptores

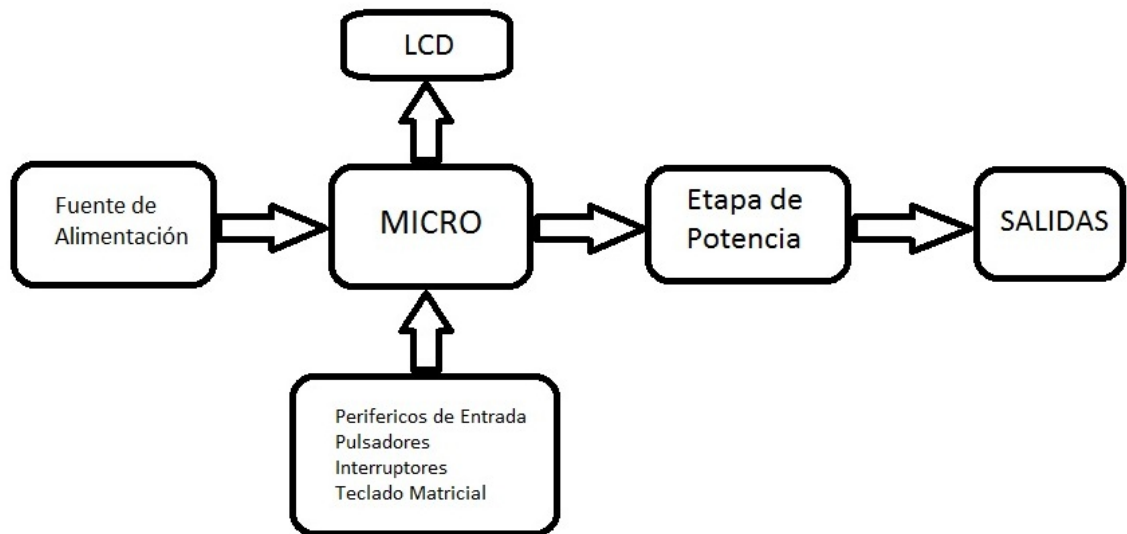
Pulsadores

Sabiendo que las secuencias de activación de las salidas se ejecutaran desde el microcontrolador y que la alimentación del equipo se hará por medio de una batería se hace necesario el desarrollo de una etapa de potencia idónea que eleve

el voltaje y la corriente a los valores óptimos para lograr la estimulación de músculos denervados.

Para plasmar una idea más clara en cuanto a la propuesta realizada, se presenta en la figura 8 un esquema en el que se retrata mediante un diagrama de bloques el funcionamiento general del equipo.

Figura 8. Diagrama de bloques etapas del equipo.



En el esquema de la figura 8, se identifica que el equipo consta de una parte digital regida por el microcontrolador y una parte análoga que tiene como meta principal el desarrollo de una etapa de potencia capaz de suministrar voltajes y corrientes adecuados para la electroestimulación. Partiendo de este hecho y con el fin de lograr un plan de trabajo estructurado se plantea como primera medida el desarrollo de la parte digital por cuanto de esta etapa saldrán las señales que deberán ser adecuadas posteriormente en la fase analógica del dispositivo. Ulteriormente se proseguirá con el desarrollo de la etapa de potencia, para después hacer el acople de las dos partes, culminando el desarrollo del proyecto.

4. DESARROLLO DE LA ETAPA DIGITAL DEL EQUIPO

4.1 CONTROL DIGITAL MICROCONTROLADO

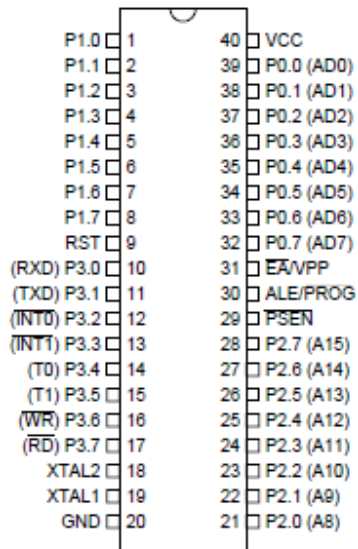
Siguiendo los argumentos planteados en el capítulo anterior en los que se propuso el desarrollo de la etapa digital del equipo a partir del uso de un microcontrolador, se define la utilización del dispositivo Atmel AT89C51, por su versatilidad, facilidad de operación, bajo costo, y porque tiene las características requeridas para este trabajo, entre las que se mencionan, cuatro puertos de entrada y salida necesarios para el manejo de los periféricos y las señales de electroestimulación, capacidad de memoria de 4K Bytes, la cual es suficiente para almacenar los programas de estimulación, y timers para configurar la señales de corriente farádica de forma precisa.

Para proveer la señal de reloj al microcontrolador se utilizara un cristal de 12MHz, por lo que cada ciclo de maquina tomara 1 microsegundo en ejecutarse, de acuerdo a la ecuación del dispositivo:

$$1 \text{ Ciclo de máquina} = \frac{12}{\text{frecuencia de oscilación del cristal}} \quad (9)$$

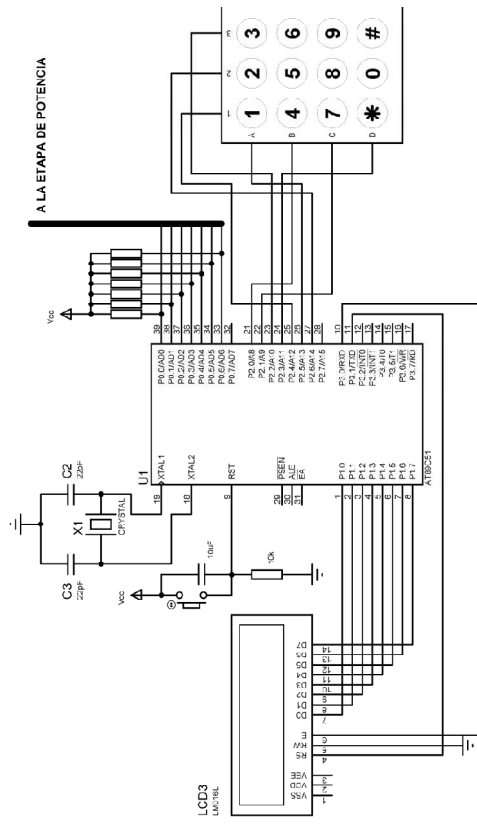
La disposición de pines del integrado se muestra en la figura 9 sobre la cual se plantea la disposición de los periféricos como sigue: el Puerto 0 que abarca los pines del 39 al 32 se define como el puerto por el cual salen las señales de electroestimulación las cuales ejecutan el control de las salidas de potencia. Se ha especificado el uso de estas salidas en el Puerto 0 ya que este se define como de drenaje abierto u open drain, lo que implica que estas salidas necesitan de resistencias de pull-up para poder funcionar, haciendo que la energía de las señales que provienen de estas salidas sea tomada directamente de la fuente por la resistencia de pull-up. Una vez definido el uso de este puerto se designan al Puerto 1 (pines 1 al 8) junto a los pines 10 y 11 del Puerto 3 como los encargados de manejar el LCD usando al Puerto 1 como el bus de datos y los dos pines del Puerto 3 como las señales para el control del display. Por último, los datos provenientes del usuario serán enviados por medio del teclado matricial el cual se conecta al Puerto 2 utilizando los pines del 21 al 27. El arreglo completo de la fase digital se presenta en la figura 10, que es un diagrama esquemático en el que se incluye un pulsador como paro de emergencia que se conecta al pin 9 del micro que hace la función de reset dejando las salidas de electroestimulación a cero. Además de la etapa de reloj compuesta por un cristal de 12 MHz y dos capacitores de 22 picofaradios. En la figura 10 se muestra la disposición real de las conexiones de los periféricos al micro.

Figura 9. Disposición de pines micro Atmel AT89C51.



Fuente: www.atmel.com. 8-bit Microcontroller with 4K Bytes Flash AT89C51. [en línea].
 Disponible en internet:
http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc0265.pdf

Figura 10. Diagrama esquemático etapa digital.



4.2 INTERFAZ DE USUARIO

La interfaz de usuario se compone de dos tipos de periféricos, uno de estos tipos son los periféricos de entrada que son dispositivos que permiten ingresar datos al microcontrolador para ser procesados y ejecutar una acción. Los otros son los periféricos de salida que sirven para poner a disposición del usuario información interna del equipo para que este tome determinaciones o ejecute acciones mediante los periféricos de entrada.

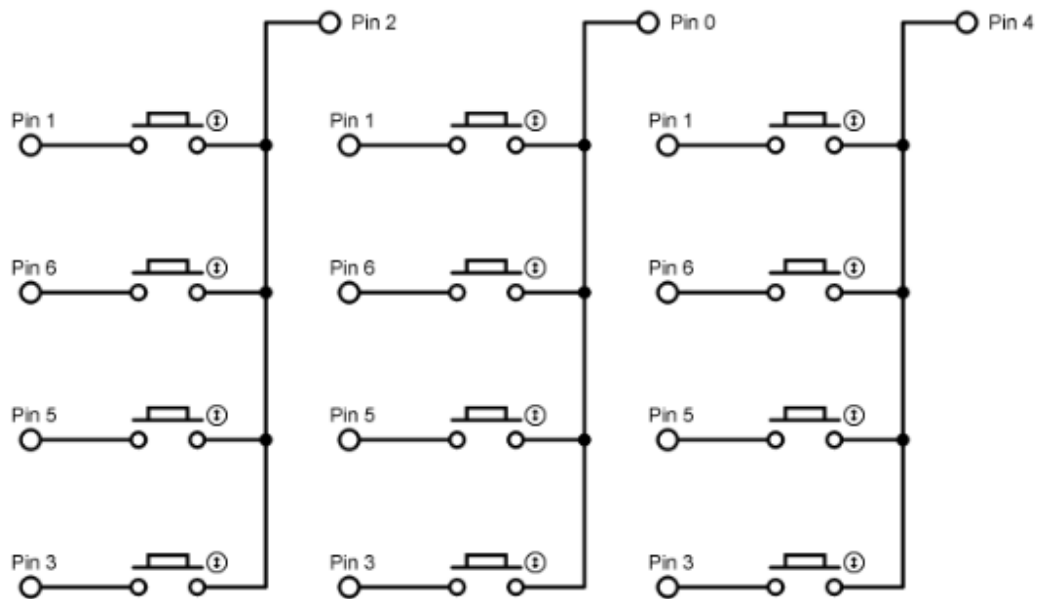
4.2.1 Periféricos de entrada. Como periféricos de entrada se plantea el uso de un teclado matricial de 4x3 (figura 11) que permita ejercer el control de todas las opciones del equipo mediante un arreglo de 12 botones agrupados de manera compacta, por cuanto esta herramienta puede ser manejada desde el microcontrolador conectándola directamente y no requiere dispositivos extras como resistencias externas de pull-up o pull-down según fuese el caso del dato que se quiere enviar al micro, lo que tiene como consecuencia importante la reducción del consumo de potencia, además de la facilidad de manejo y posterior conexión y ubicación en el equipo.

Figura 11. Teclado a implementar en el equipo.



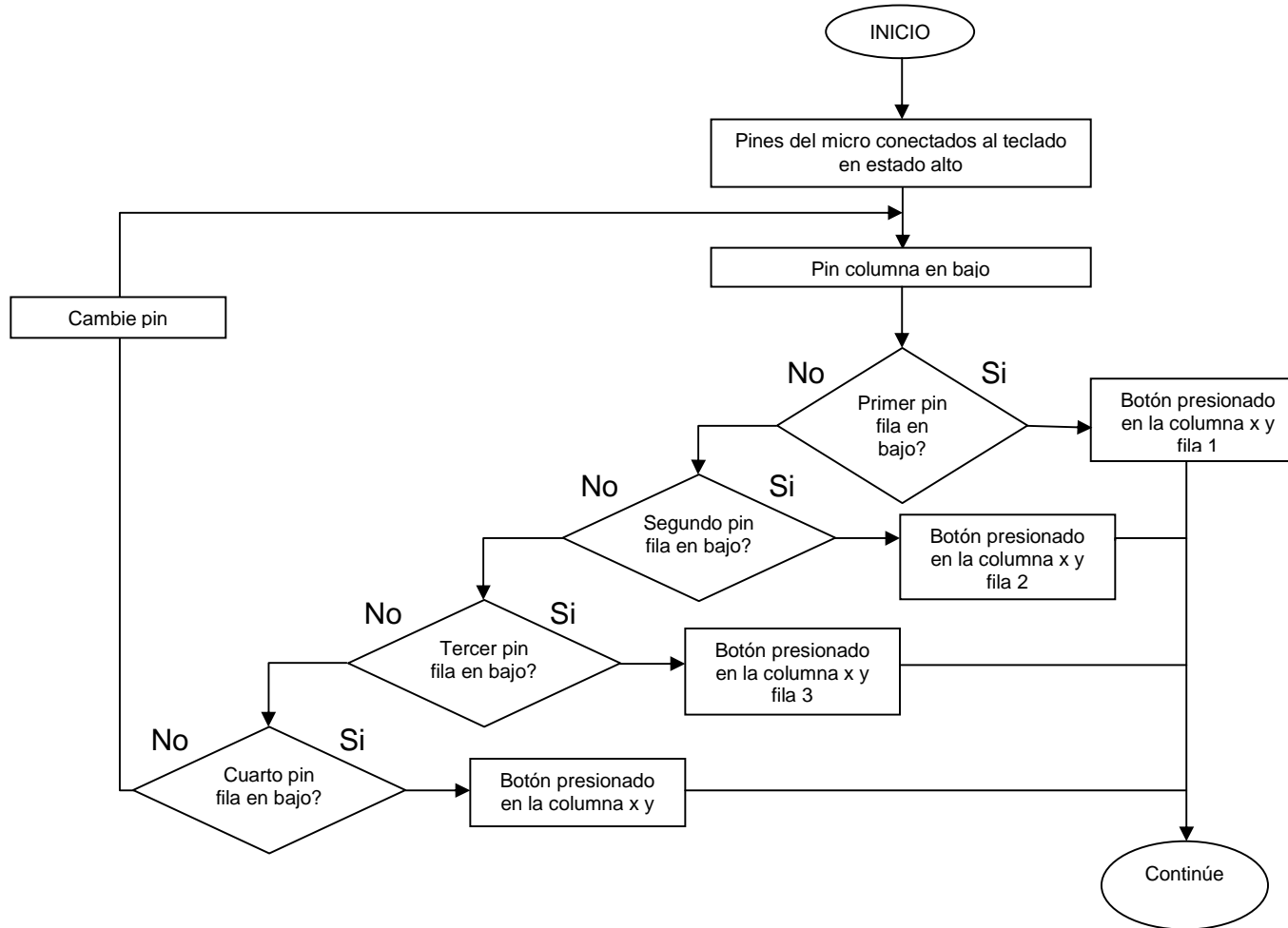
Para comprender el funcionamiento del teclado se presenta en la figura 12 el esquema circuital del dispositivo. Observando este diagrama se aprecia como en el teclado los pines de columna 2, 0 y 4 están conectados cada uno por medio de pulsadores normalmente abiertos a los pines de fila 1, 6, 5 y 3. Esta disposición de los botones da un orden matricial el cual permite identificar de manera fácil que botón se está presionando.

Figura 12. Diagrama esquemático del teclado.



El procedimiento utilizado para identificar las teclas es el siguiente: como primera medida se ponen en estado alto todos los pines del micro a los que se ha conectado el teclado, luego se envía un estado bajo a los pines de columna 2, 0 y 4 de manera secuencial o de a uno por vez, cada vez que se envía la señal de bajo a uno de los pines columna se revisa el estado de los pines fila, y en el caso de que uno de ellos este en bajo es porque se está presionando el botón específico de la columna puesta en estado bajo y de la fila que transfiere ese estado al micro. Al realizarse este proceso en cuestión de microsegundos cualquier botón puede ser identificado al instante. Este método es mucho más eficiente que usar pulsadores o cualquier tipo de interruptor puesto que disminuye el número de conexiones de manera dramática ya que el teclado tiene solo 7 pines y no se necesitan conectar resistores extra para controlar el paso de corriente. El algoritmo de identificar los botones del teclado matricial se presente en el diagrama de bloques de la figura 13.

Figura 13. Diagrama de flujo. Identificar botones en teclado matricial.



En el diagrama de flujo puede apreciarse que el ciclo es infinito hasta el momento en que se presione una tecla lo que rompe este círculo, identificando la tecla presionada y continuando con el algoritmo siguiente. Lo que implica que cada vez que el usuario debe ingresar un dato el programa no continúa hasta que una tecla válida se presione.

Otro periférico de entrada implementado es el botón de paro de emergencia, el cual consta de un pulsador conectado entre la alimentación y el pin de reset del micro. Cuando se presiona este botón se pone en alto el pin de reset interrumpiendo el ciclo de máquina que se está ejecutando y reiniciando la memoria del micro, obligando a que se ejecute la primera sentencia, con la que se pone en estado bajo o cero voltios al Puerto 0 que controla las señales de electroestimulación que van al paciente. La conexión del paro de emergencia se presenta en la figura 10.

Además, se toma como periféricos de entrada a 7 potenciómetros con los que se puede controlar la intensidad de las señales de estimulación, pero estos dispositivos se tratan más adelante en la etapa de potencia.

4.2.2 Periféricos de salida. Como periférico de salida se propone el uso de un display LCD de 2x16 de marca Topway con referencia LMB162ABC, en el que se puede visualizar en un determinado instante un máximo de 32 caracteres. El uso del display se hace buscando crear una interfaz fácil de comprender y que brinde información clara del estado del equipo. El display usado se muestra a continuación en la figura 14.

Figura 14. Display Topway LMB162ABC.



El display cuenta con 16 pines de los cuales el 1 y 2 son de alimentación siendo el primero la conexión a tierra y el segundo la alimentación. Los pines 4, 5 y 6 sirven para controlar el display, los pines 7 a 14 son el bus de datos y por último los pines 15 y 16 sirven para alimentar la luz de fondo.

Para poder utilizar la pantalla debe primero esperarse un tiempo de 40 milisegundos para que se torne en un estado estable, después se la debe inicializar enviándole una serie de comandos entre los que se definen el modo de operación, determinando aspectos como la utilización de las dos filas de la

pantalla, el tamaño de los caracteres, el uso de el bus de datos de 8 bits (ya que puede ser de 4 para ahorrar pines del micro). Luego se prosigue a encender la pantalla, y a mostrar o no el cursor, y permitir o no su parpadeo. Para el caso del proyecto el cursor permanece apagado. Posteriormente, se limpia la pantalla, y por último se ubica el cursor en la fila uno con columna uno para comenzar a escribir.

Para la pantalla se han programado dos algoritmos básicos aparte del de inicialización (el cual los lleva implícito), con los cuales es posible ejecutar todas las acciones que puede realizar la pantalla. Los algoritmos, son:

Enviar comandos
Enviar datos

Enviar comandos. Este algoritmo habilita a la pantalla para que reciba órdenes, entre las que se encuentran la aplicación de los comandos de inicio, limpiar la pantalla para evitar la aparición de caracteres indeseables, ubicar el cursos en una zona diferente a la posición inicial.

Enviar datos. Este algoritmo es el encargado de desplegar la información del bit de datos en la pantalla en el que se almacena cada carácter como un dato de 1 byte. Por lo que cada vez que se ejecuta este comando se escribe un carácter en la pantalla. Con el uso de este comando y la combinación de un registro de 16 bits en el micro, se logran escribir cadenas de caracteres evitando la tediosa tarea de programar el envío de un carácter a la vez para escribir una palabra o frase en la pantalla.

A continuación se presentan los diagramas de flujo para los algoritmos enviar comando y enviar dato. En los cuales se manejan los pines de control del equipo, RS (register select) con el que se define si se está enviando un comando o un dato. Si el pin RS se pone en estado bajo o cero voltios se le está indicando al LCD que el dato presente en el bus de datos es un comando, en caso de que este pin se ponga en alto o cinco voltios el display asume que hay un dato en el bus. El pin E (data enable) hace que el display tome el dato que se encuentra en el bus, el cual puede ser un carácter o un comando dependiendo del pin RS. Para que el dato pase del bus a la memoria del LCD el pin E tiene que ponerse en alto y en seguida pasarse a nivel bajo.

Figura 15. Diagrama de flujo, algoritmo enviar comandos.

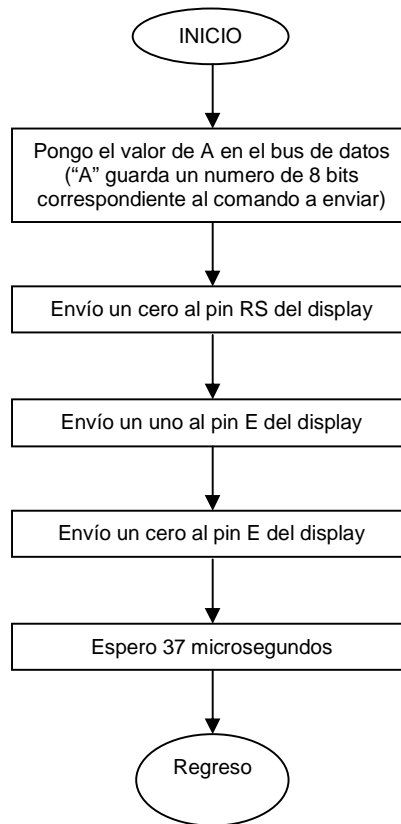
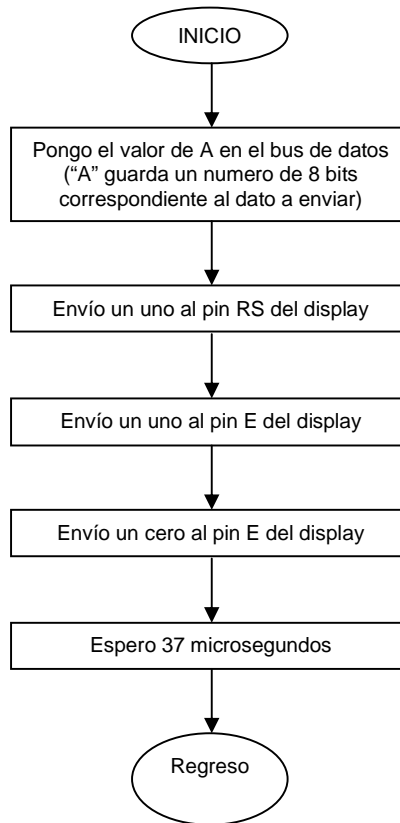


Figura 16. Diagrama de flujo algoritmo enviar datos.



Además de la pantalla LCD se usan como periféricos de salida diodos led que brindan información básica sobre el equipo como el estado de alimentación (ON/OFF).

4.3 PROGRAMACIÓN DE CORRIENTES ESTIMULANTES EN EL MICROCONTROLADOR

Una vez integrada la interfaz de usuario (periféricos de entrada y salida) al microcontrolador, se realiza la programación del equipo orientada a implementar un sistema capaz de generar diferentes señales de control para un sistema de electroestimulación. Señales que se gestionan mediante el desarrollo de 7 programas de rehabilitación, que se ejecutan con dos tipos de corriente, una continua (corriente galvánica) y otra pulsante (corriente farádica) según el criterio del usuario, el cual podrá escoger el programa a ejecutar y el tipo de corriente que se usa por medio del envío de órdenes a través de una interfaz de usuario compuesta por un teclado matricial de 4x3. A su vez el operario será informado del estado del equipo por medio de un display LCD. Siguiendo este orden de ideas el desarrollo de la etapa digital comienza con la programación en el microcontrolador de las señales de electroestimulación, posteriormente se realiza la programación del teclado y el display con lo que se establece la interfaz que permite al usuario gestionar el equipo.

4.3.1 Salidas para el control de corrientes estimulantes. Como se definió anteriormente por medio de las tablas de la sección 3.1 el equipo contara con 7 salidas para la estimulación muscular. Cada una de estas salidas se conecta por medio de un par de electrodos (polo positivo y polo negativo) a un musculo con el fin de suministrarle corriente para que se estimule, buscando su contracción. Cada salida provee corriente a partir de una etapa de potencia la cual es controlada por medio del microcontrolador determinando cuando esta activa y cuando apagada. Las señales de control para la etapa de potencia se toman del Puerto 0 del micro, del cual se utilizan 7 de los 8 pines disponibles para controlar las 7 salidas o etapas de potencia. Los pines utilizados para este fin van desde el 33 hasta el 39 del micro AT89C51 siendo el pin 39 el bit 0 del puerto y el pin 33 el bit 6. El control que se desea ejercer sobre las etapas de potencia es gestionar cuando están encendidas o suministrando corriente al paciente y cuando están apagadas. Para lograr este fin las etapas de potencia se diseñan para que puedan ser controladas (prendidas o apagadas) mediante la aplicación de señales digitales provenientes del micro, de esta manera el control de activación se puede realizar enviando un estado alto o cinco voltios a los pines de control del Puerto 0 lo que activa el paso de corriente desde la etapa de potencia del equipo hacia el paciente, o un estado bajo o cero voltios cortando el suministro de corriente hacia el paciente.

Sabiendo que cada uno de los 7 pines del puerto controla la activación de cada una de las salidas de potencia se definen los pines del Puerto 0 con respecto a las salidas del equipo como se muestra en la tabla 9.

Tabla 9. Correspondencia pines Puerto 0 con salidas del equipo.

	NUMERO DE PIN EN EL MICRO	NUMERO DE BIT EN EL PUERTO 0	NUMERO DE SALIDA
Correspondencia	PIN 39	BIT 0	SALIDA 1
Correspondencia	PIN 38	BIT 1	SALIDA 2
Correspondencia	PIN 37	BIT 2	SALIDA 3
Correspondencia	PIN 36	BIT 3	SALIDA 4
Correspondencia	PIN 35	BIT 4	SALIDA 5
Correspondencia	PIN 34	BIT 5	SALIDA 6
Correspondencia	PIN 33	BIT 6	SALIDA 7

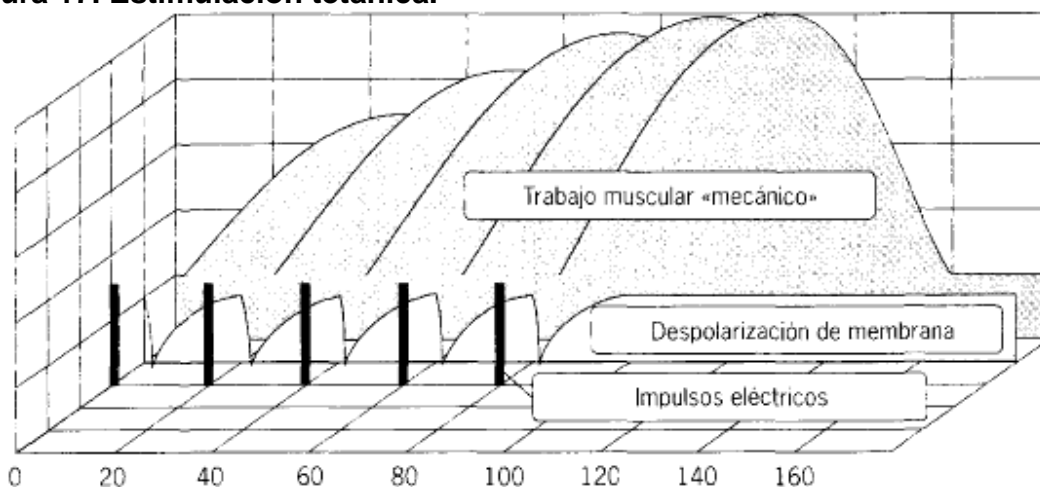
Con esta distribución cada uno de los pines mencionados se conecta al circuito de activación de cada una de las 7 etapas de potencia encargadas de suministrar las corrientes estimulantes al paciente.

4.3.2 Corrientes galvánica y farádica desde el microcontrolador. Al ejercer el control de la activación de las etapas de potencia por medio de los pines del Puerto 0, se establece que las señales continua y pulsante se obtienen mediante el manejo de los estados de activación de los pines, generando corriente galvánica a la salida del equipo manteniendo el estado alto de los pines lo que hace que en la salida de la etapa de potencia se tenga una señal de corriente continua.

Para la generación de la corriente farádica, se cambian el estado de los pines de alto a bajo de manera periódica, haciendo que la salida de la etapa de potencia se active y desactive dando una salida pulsante. Para fijar las características de la señal pulsante se toman como referencia los planteamientos expuestos en la sección 2.6 en los que se menciona que una señal pulsante no debe tener un periodo menor a 20 milisegundos para no interferir con el proceso de contracción de las fibras lentas. Si las fibras musculares se estimulan con señales pulsantes con un periodo mucho mayor de 100 milisegundos se logran contracciones con un nivel de intensidad semejante, que se caracterizan por ser periódicas, de corta duración e interrumpidas. Por el contrario si el musculo se estimula con una señal pulsante con un periodo de 20 milisegundos, haciendo que la duración del impulso sea corta, y que haya un periodo de reposo mayor de 14 milisegundos para no interferir con la repolarización, se logra que el primer pulso inicie la contracción y los siguientes provoquen un efecto sumativo, logrando una contracción mantenida, lo que se denomina estimulación tetánica²² (figura 17).

²² RODRIGUEZ M. José María. Electroterapia en fisioterapia. 2ª. Edición. Madrid: Editorial Medica Panamericana. 2004. p. 372.

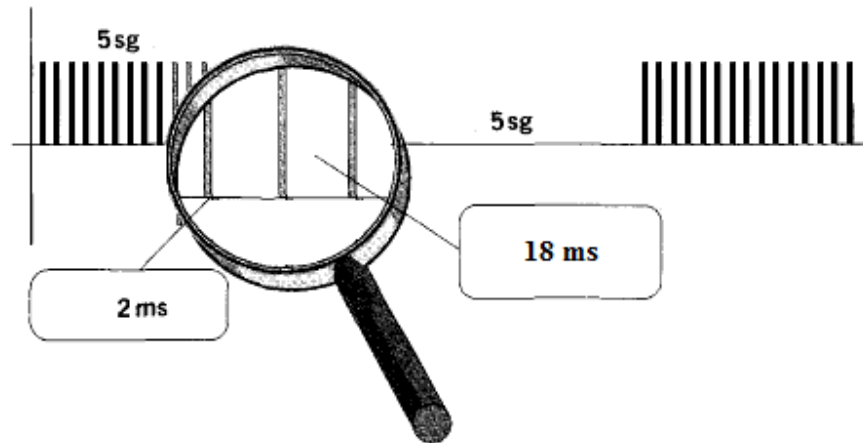
Figura 17. Estimulación tetánica.



Fuente: RODRIGUEZ M. José María. Electroterapia en fisioterapia. 2ª. Edición. Madrid: Editorial Medica Panamericana. 2004. p. 372.

En la figura 17 se aprecia claramente como la aplicación de una señal pulsante con un periodo igual a 20 milisegundos logra causar una contracción mantenida que dura hasta el momento en el que se detiene la aplicación de la señal. Al querer reeducar los músculos con la utilización del equipo, se busca que la señal de electroestimulación logre una acción tetanizante con el fin de que el paciente identifique que musculo debe contraerse para generar un movimiento determinado. Por esta razón la señal de corriente farádica se implementa haciendo que los pines del Puerto 0 emitan pulsos con una periodicidad de 20 milisegundos. Esta señal se logra al poner en estado alto los pines durante 2 milisegundos y luego ponerlos en estado bajo durante 18 milisegundos y repetir este ciclo varias veces obteniendo una señal con un periodo de 20 milisegundos (figura 18).

Figura 18. Señal Pulsante.



Señal pulsante en los pines del Puerto 0, para obtener una corriente farádica en las salidas de la etapa de potencia.

La figura 18, muestra cómo será la señal obtenida en cada uno de los pines del Puerto 0 cuando se determina la aplicación de corriente farádica al paciente. Esta señal tiene un periodo de 20ms o una frecuencia de 50Hz que se obtiene con el algoritmo presentado en el diagrama de flujos de la figura 19.

Para obtener la señal de corriente galvánica en las salidas del equipo, se establecen los pines del Puerto 0 en estado alto durante el intervalo de tiempo en el que se van a estimular los músculos, manteniendo este estado invariable hasta el fin de la estimulación. El algoritmo para la señal de corriente galvánica se esquematiza en el diagrama de flujos de la figura 20.

Figura 19. Algoritmo señal Pulsante o corriente farádica.

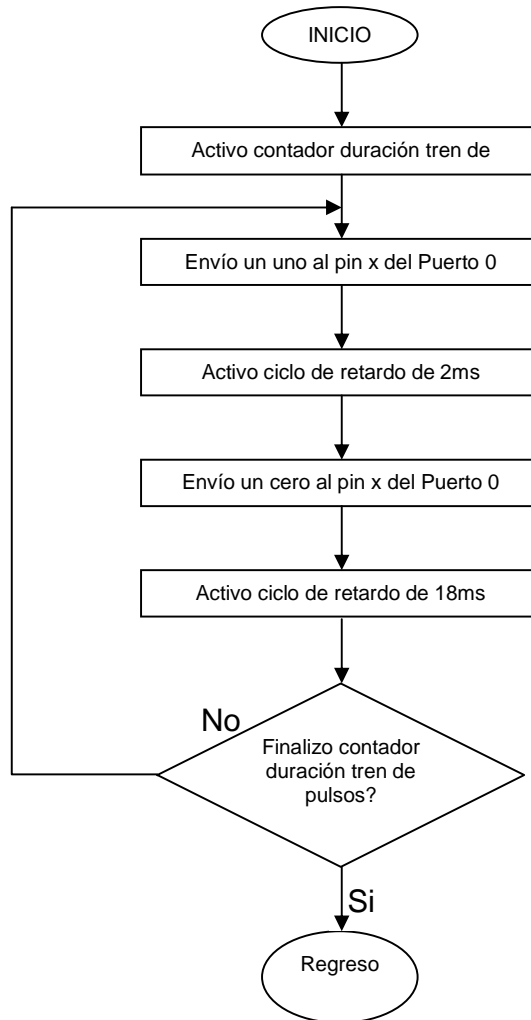
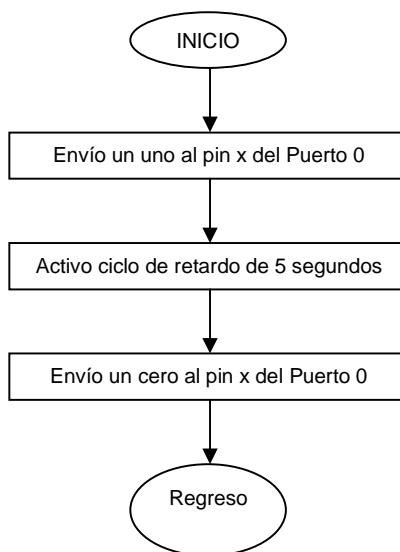


Figura 20. Algoritmo señal continua o corriente galvánica.



4.4 PROGRAMACIÓN DE SECUENCIAS DE ELECTROESTIMULACIÓN

Luego de contar con los dos tipos de corriente necesarios, se prosigue con la programación de las 7 secuencias de electroestimulación, que se definen a partir de los 31 movimientos que se presentan en el Anexo A, los cuales se obtuvieron como resultado del análisis de los movimientos a rehabilitar por medio de las tablas de la sección 3.1.

Los programas de estimulación constan de algoritmos realizados para activar los pines del Puerto 0 de forma secuencial, activando las salidas del equipo conectadas al paciente de manera tal que se envían señales eléctricas que imitan a las del cerebro para ejecutar un movimiento determinado.

En las tablas presentadas a continuación se muestran las 7 secuencias de activación de las salidas del Puerto 0, que representan los programas de rehabilitación. En las tablas 10 a 16, las salidas mencionadas corresponden a los pines tal y como se presentó en la tabla 9.

Tabla 10. Programa 1.

SECUENCIAD DE EVENTOS	INTERVALO DE TIEMPO (SEGUNDOS)	ESTADO DE LAS SALIDAS
Evento 1	0-5	Salida 1 = ON Salidas 2 a 7 = OFF
Evento 2	5-10	Salidas 1 a 7 = OFF

Tabla 11. Programa 2.

SECUENCIAD DE EVENTOS	INTERVALO DE TIEMPO (SEGUNDOS)	ESTADO DE LAS SALIDAS
Evento 1	0-5	Salidas 1 y 2 = ON Salidas 3 a 7 = OFF
Evento 2	5-10	Salidas 1 a 7 = OFF

Tabla 12. Programa 3.

SECUENCIAD DE EVENTOS	INTERVALO DE TIEMPO (SEGUNDOS)	ESTADO DE LAS SALIDAS
Evento 1	0-5	Salidas 1 a 3 = ON Salidas 4 a 7 = OFF
Evento 2	5-10	Salidas 1 a 3 = OFF Salidas 4 y 5 = ON Salidas 6 y 7 = OFF
Evento 3	10-15	Salida 1 a 5 = OFF Salida 6 = ON Salida 7 = OFF

Tabla 13. Programa 4.

SECUENCIAD DE EVENTOS	INTERVALO DE TIEMPO (SEGUNDOS)	ESTADO DE LAS SALIDAS
Evento 1	0-5	Salidas 1 a 3 = ON Salidas 4 a 7 = OFF
Evento 2	5-10	Salidas 1 a 3 = OFF Salidas 4 a 6 = ON Salida 7 = OFF

Tabla 14. Programa 5.

SECUENCIAD DE EVENTOS	INTERVALO DE TIEMPO (SEGUNDOS)	ESTADO DE LAS SALIDAS
Evento 1	0-5	Salida 1 = ON Salidas 2 a 7 = OFF
Evento 2	5-10	Salida 1 = OFF Salida 2 = ON Salidas 3 a 7 = OFF

Tabla 15. Programa 6.

SECUENCIAD DE EVENTOS	INTERVALO DE TIEMPO (SEGUNDOS)	ESTADO DE LAS SALIDAS
Evento 1	0-5	Salidas 1 y 2 = ON Salidas 3 a 7 = OFF
Evento 2	5-10	Salidas 1 y 2 = OFF Salidas 3 y 4 = ON Salidas 5 a 7 = OFF

Tabla 16. Programa 7.

SECUENCIAD DE EVENTOS	INTERVALO DE TIEMPO (SEGUNDOS)	ESTADO DE LAS SALIDAS
Evento 1	0-5	Salidas 1 y 2 = ON Salidas 3 a 7 = OFF
Evento 2	5-15	Salidas 1 y 2 = OFF Salidas 3 y 4 = ON Salidas 5 a 7 = OFF
Evento 3	15-20	Salidas 1 y 2 = OFF Salida 3 = ON Salida 4 = OFF Salida 5 = ON Salidas 6 y 7 = OFF
Evento 4	20-25	Salidas 1 y 2 = OFF Salida 3 = ON Salida 4 = OFF Salida 5 = ON Salida 6 = ON Salida 7 = OFF
Evento 5	25-30	Salida 1 = OFF Salidas 2 a 7 = ON

4.5 FUNCIONAMIENTO DE LA ETAPA DIGITAL

Luego de presentar el desarrollo de cada una de las fases de la etapa digital del equipo, a continuación se presenta el funcionamiento conjunto del sistema, ilustrando el manejo de los periféricos de entrada los cuales deben ser utilizados siguiendo la información presentada en la pantalla LCD.

Como punto de partida al encender el equipo se presenta en el LCD un menú principal, figura 21, que ofrece dos alternativas para seleccionar, Progs (programas) y Calib (Calibración), estas se seleccionan presionando la tecla 1 para programas y la 2 para calibración. Al presionar programas el equipo va al menú de selección de programas mostrado en la figura 22 en el cual se pueden seleccionar una de las 7 secuencias de estimulación almacenadas en la memoria del microcontrolador, esto ocurre siempre y cuando las salidas hayan sido previamente calibradas, en caso de que esta condición no se cumpla el equipo muestra una pantalla de advertencia figura 23, en la que pide que las salidas sean calibradas y que se presione la tecla numeral (#) del teclado para continuar con la calibración del equipo, mostrando el menú de calibración de la figura 24, que también se despliega al presionar la tecla 2 cuando el LCD muestra el menú principal.

Figura 21. Menú principal.

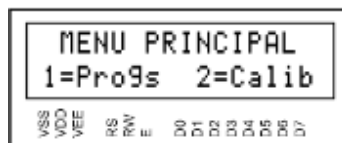


Figura 22. Menú de selección de programas

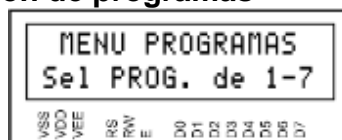


Figura 23. Pantalla de advertencia.

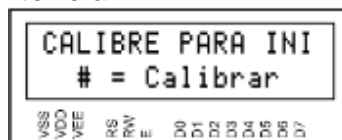


Figura 24. Menú de calibración

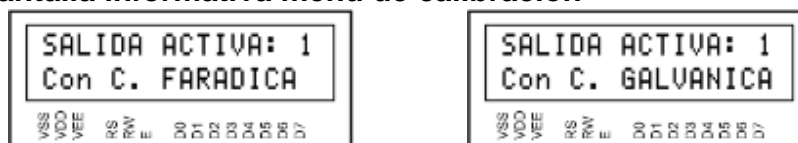


Una vez seleccionado el menú de calibración figura 24, se pide que ingrese el tipo de corriente a utilizar para calibrar el equipo, en esta etapa se indica que se presione la tecla 8 para seleccionar corriente galvánica o 9 para seleccionar corriente farádica. Siempre que se vayan a seleccionar corrientes se usan los botones 8 y 9 como medida de seguridad, evitando el uso de las teclas 1 y 2 por cuanto estas se usan en el menú que precede a la calibración, por lo que se podría escoger de forma errónea una corriente indeseada, situación que puede acarrear peligro por los efectos mencionados en la sección 2.3 de la corriente galvánica. Luego de seleccionar el tipo de corriente aparece la segunda pantalla del menú de calibración presentada en la figura 25, en la que se pide escoger la salida que se va a calibrar presionando una de las teclas del 1 al 7 donde cada tecla representa una de las salidas del equipo. Luego de escoger la salida a calibrar se muestra una pantalla informativa que indica la salida activa y el tipo de corriente que se está suministrando figura 26.

Figura 25. Menú de calibración 2



Figura 26. Pantalla informativa menú de calibración



Para desactivar la salida y volver a la pantalla anterior debe presionarse el número de la salida activa nuevamente. El menú de calibración se realiza por cuanto es necesario graduar el nivel de intensidad para cada musculo, con el fin de establecer el valor necesario de corriente para lograr el efecto de la electroestimulación. Y además tiene como función alterna el probar el correcto funcionamiento de cada una de las salidas del equipo.

Para regresar en los menús se debe presionar la tecla numeral con lo que se da la opción de cambiar de corriente para realizar de nuevo una calibración, o de salir al menú principal para iniciar el menú de programas.

El menú de programas de la figura 22, permite seleccionar uno de los 7 programas de electroestimulación presionando un botón del 1 al 7. Luego de seleccionar el programa aparece la segunda pantalla del menú de programas figura 27 en la que se debe seleccionar el número de veces que se va a ejecutar el programa elegido. Luego de realizar esta selección aparece en el display una pantalla de confirmación figura 28, del inicio del programa, indicando el programa que se ha escogido, esta pantalla tiene dos propósitos, uno es verificar si el programa elegido es el correcto, y el segundo es dar el tiempo necesario al operario para que decida cuando iniciar el tratamiento. Esta menú solicita presionar la tecla asterisco (*) para iniciar o la tecla numeral (#) para regresar. Al presionar la tecla asterisco se inicia el tratamiento y se muestra un texto informativo figura 29, en el que se indica el programa que se está ejecutando y qué tipo de corriente se está usando. Una vez culminado el número de repeticiones sale una pantalla de advertencia figura 30 en la que se informa que el tratamiento ha finalizado, y en el que se solicita se presione 1 para continuar, con el fin de llamar la atención del operario. Al presionar la tecla uno el display muestra el menú de selección de programas presentado en la figura 23.

Figura 27. Pantalla selección de repeticiones

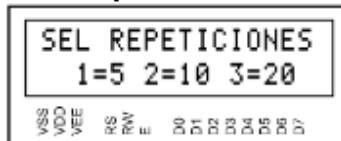


Figura 28. Pantalla de confirmación



Figura 29. Pantalla informativa



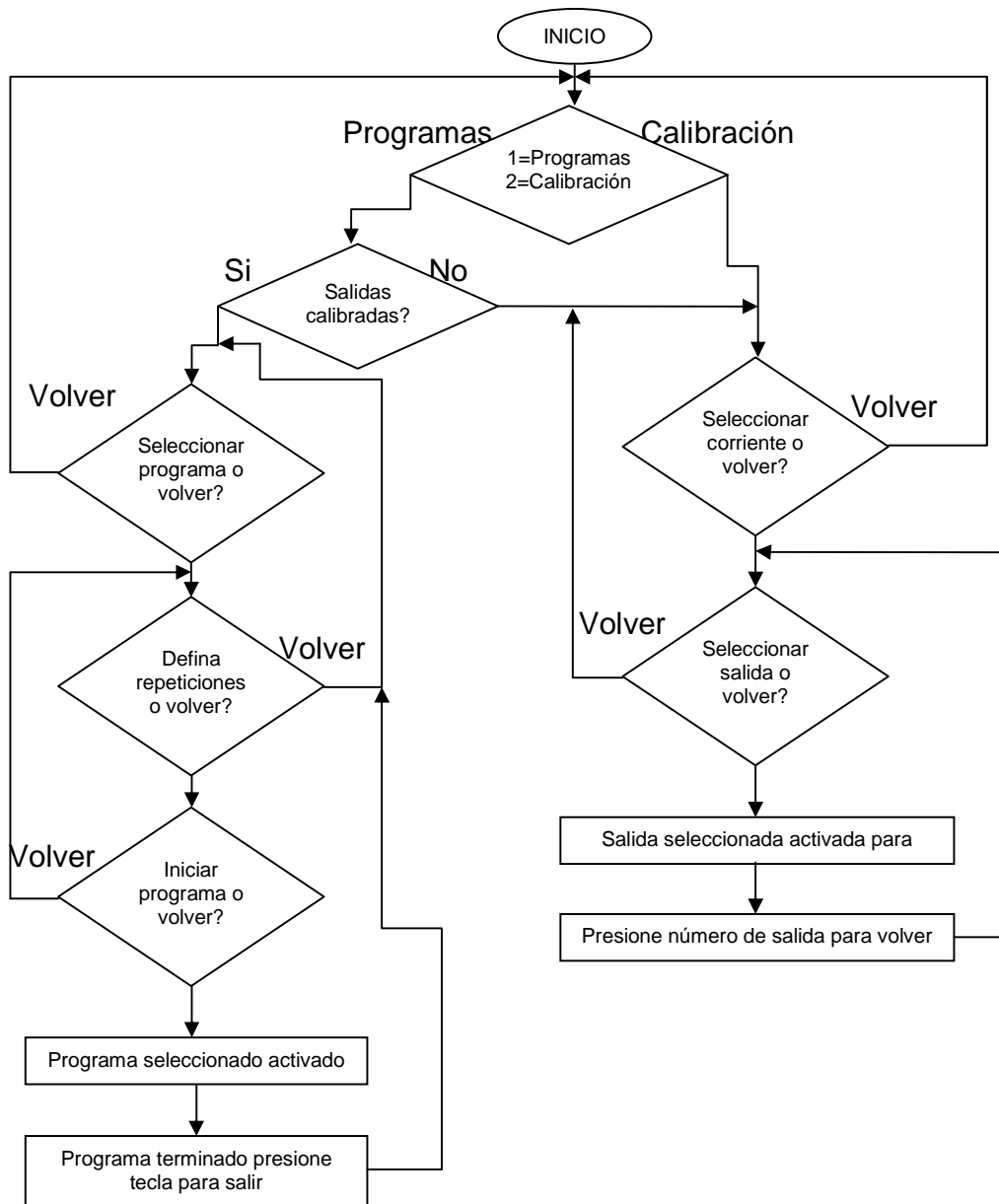
Figura 30. Pantalla de advertencia



La anterior es la descripción completa del funcionamiento digital del equipo, a la cual se le debe sumar la función que ejecuta el paro de emergencia, que como se menciona, pone todas las salidas del equipo a cero voltios, y ejecuta desde el inicio la aplicación haciendo que se despliegue en el LCD el menú principal.

En la figura 31, se muestra el diagrama de flujo del funcionamiento de la etapa digital.

Figura 31. Diagrama de flujo. Funcionamiento etapa digital.



5. DESARROLLO DE LA ETAPA DE POTENCIA DEL EQUIPO

El diseño de una etapa de potencia se hace necesario, a causa de que las señales provenientes del microcontrolador, no tienen la potencia suficiente para lograr la estimulación muscular. Por tanto, la etapa de potencia toma las señales con forma continua y pulsante provenientes de la etapa digital, y las adecua para que alcancen niveles de potencia óptimos para lograr la estimulación.

Pero el diseño de la etapa de potencia para un equipo de electroterapia plantea unas dificultades importantes que tienen que ser consideradas para lograr implementar una herramienta que sea funcional. El problema más trascendental en el diseño del equipo es que la resistencia de carga en la salida de la etapa de potencia será la parte del cuerpo humano a estimular, situación que define un gran inconveniente debido a que el cuerpo no presenta un valor fijo de resistividad, inclusive una porción del cuerpo puede cambiar su valor de resistencia por factores externos como: el clima, la humedad, la temperatura o por valores internos como: la sudoración, la irrigación sanguínea, o cualquier proceso metabólico normal. Inclusive la misma exposición del cuerpo a una corriente hace que el valor de resistencia de la zona estimulada varíe a causa del desplazamiento de iones que se explicó en la capítulo 2. Al tomar en cuenta este factor, es clave que el equipo que se desea desarrollar disponga de salidas de potencia que tengan una intensidad que pueda variarse, como se solicita en las especificaciones.

En este sentido es comprensible el motivo por el cual todos los equipos de electroestimulación, cuentan con dispositivos que permiten modificar los valores de intensidad, considerando que el cuerpo es un sistema variable, que está cambiando constantemente, lo que implica que la aplicación de una corriente que no pueda ser controlada por el usuario representa una alta peligrosidad.

Además, la variación en la intensidad de la potencia suministrada por el equipo, lo hace funcional al brindar la posibilidad de entregar el valor adecuado de potencia a pacientes que presenten daños que afecten el tránsito normal de los impulsos nerviosos, como es el caso de pacientes con SGB.

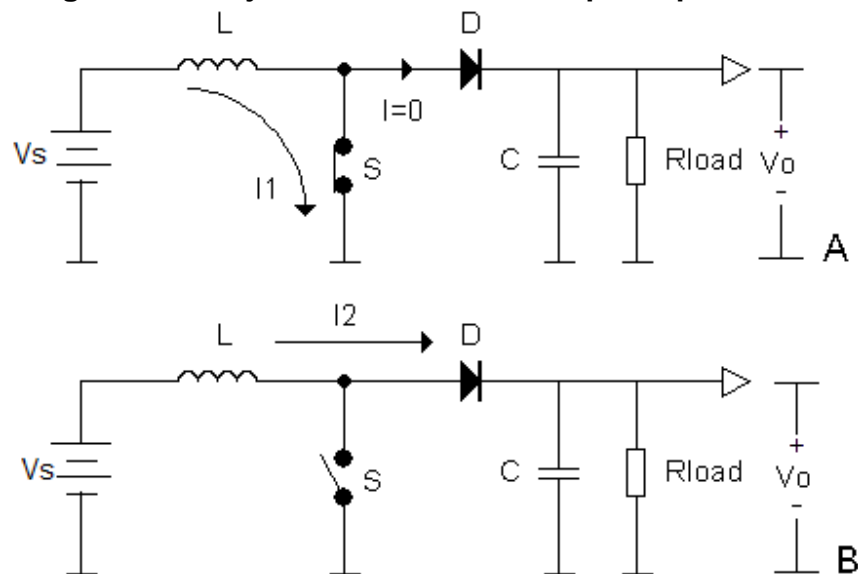
Considerando los planteamientos anteriores se propone como etapa de potencia la implementación de un *boost converter* o convertidor elevador, que es un dispositivo capaz de entregar un voltaje cd variable con un valor nominal mayor o igual que el voltaje de entrada suministrado. Lo que convierte al *boost converter* en la solución indicada para el problema de diseño formulado.

5.1 CONVERTIDOR ELEVADOR O *BOOST CONVERTER*

Un convertidor elevador es un circuito que hace parte del conjunto de convertidores cd-cd, que son dispositivos que cambian las características de voltaje o corriente de una señal de corriente continua sin variar sus características (conversión a alterna).

El convertidor elevador se usa para obtener un voltaje variable de valor mayor o igual que el voltaje nominal de la fuente. El principio de elevación del *boost converter* puede explicarse mediante el circuito básico de la figura 32.

Figura 32. Diagrama de flujo. Funcionamiento etapa de potencia.



Fuente: DEKKER Ronald. A simple flyback converter high voltage power supply for NIXIE tubes. [en línea]. Disponible en internet: <http://www.dos4ever.com/flyback/flyback.html#introduction>.

El funcionamiento del circuito es el siguiente: cuando el suiche S está cerrado el inductor se carga por medio de la fuente V_s . Cuando S se abre el inductor transfiere la energía almacenada al conjunto de condensador y resistencia por medio del diodo D . Si S conmuta entre abierto y cerrado muy rápidamente el inductor L no alcanza a transferir toda la energía y por lo tanto empieza a acumularse incrementando el valor nominal del voltaje transferido a la carga. El condensador C se usa como un acumulador para almacenar carga, la cual se transfiere a la carga en el momento en que S está cerrado y el inductor se está cargando, haciendo que haya un flujo constante de corriente por la carga. En la siguiente sección se presenta el análisis matemático de la elevación de voltaje.

5.2 ANÁLISIS DEL CIRCUITO IDEAL DEL CONVERTIDOR ELEVADOR

Cuando el interruptor S está cerrado durante el tiempo t_1 (circuito A figura 32), la corriente por el inductor L aumenta y almacena energía. Y el voltaje en el inductor esta dado por la ecuación 10:

$$V_L = L \frac{di_L}{dt} \quad (10)$$

Si la fuente de voltaje permanece constante, la tasa de cambio es positiva y permanece constante, y por lo tanto de la anterior expresión se obtiene la ecuación 11:

$$\frac{\Delta i_L}{\Delta t} = \frac{V_s}{L} \quad (11)$$

Mientras el switch S permanece cerrado o en estado ON durante un tiempo igual a t_1 , el incremento neto de corriente se expresa como en la ecuación 12:

$$\Delta I_L = \frac{V_s}{L} (t_1) \quad (12)$$

Al abrirse el interruptor en el tiempo t_2 (circuito B figura 32), la energía almacenada en el inductor se transfiere a la carga pasando por el diodo D, y la corriente en el inductor disminuye. Ahora se tiene que el voltaje a través del inductor es como se presenta en la ecuación 13:

$$v_L = V_s - V_o \quad (13)$$

Debido a que la energía acumulada en el inductor se entrega en el tiempo t_2 , la tensión de salida es más grande que la de la fuente, y por lo tanto la tasa de cambio de la corriente es negativa e igual a:

$$\frac{di_L}{dt} = \frac{V_s - V_o}{L} \quad (14)$$

Por lo tanto, mientras el interruptor permanezca apagado durante el instante t_2 , el cambio en la corriente del inductor esta dado por:

$$\Delta I_L = \frac{V_s - V_o}{L} (t_2) \quad (15)$$

Y se sabe que esta expresión da un valor negativo del cambio de corriente en el inductor puesto que $V_o > V_s$. Como en este circuito ideal no hay pérdidas de potencia el cambio neto de la corriente ΔI_L en un periodo es igual a cero y por lo tanto se tiene:

$$\frac{V_s}{L}(t_1) + \frac{V_s - V_o}{L}(t_2) = 0 \quad (16)$$

$$\frac{V_s}{L}(t_1) = \frac{V_s - V_o}{L}(t_2) \quad (17)$$

$$V_s \frac{t_1}{t_2} = V_s - V_o \quad (18)$$

$$V_s \frac{t_1}{t_2} = V_s - V_o \quad (19)$$

$$V_o = V_s \left(\frac{t_1 + t_2}{t_2} \right) \quad (20)$$

Teniendo en cuenta que T es el periodo de conmutación del suiche, se tiene que:

$$T = t_1 + t_2 \quad (21)$$

Y que t_1 es el tiempo que el switch esta prendido, se tiene que el ciclo de trabajo K, en el periodo de conmutación T esta dado por:

$$K = \frac{t_1}{T} \quad (22)$$

Y por lo tanto, el voltaje de salida se puede expresar como:

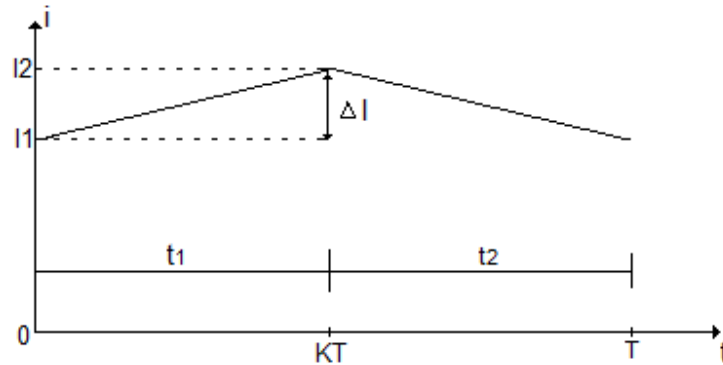
$$V_o = \frac{V_s}{1 - K} \quad (23)$$

Donde se aprecia claramente que el voltaje de salida está en función del ciclo de trabajo, y sabiendo que K varía entre $0 < K < 1$, se concluye que cuando K es igual a cero el voltaje de salida es igual al voltaje de la fuente, y a medida que K se acerca a uno el voltaje de salida tiende a tomar valores muy grandes, por este motivo este circuito se denomina elevador²³.

²³ RASHID Muhammad H. Electronica de potencia. Circuitos, dispositivos y aplicaciones. 3ª. Edición. Pearson Prentice Hall. 2004. p. 190-194.

Suponiendo que la corriente fluye de manera continua, la forma de onda de la corriente en el inductor es como la que se aprecia en la figura 33.

Figura 33. Forma de onda de la corriente en el inductor.



5.3 APLICACIÓN PRÁCTICA DEL CONVERTIDOR ELEVADOR

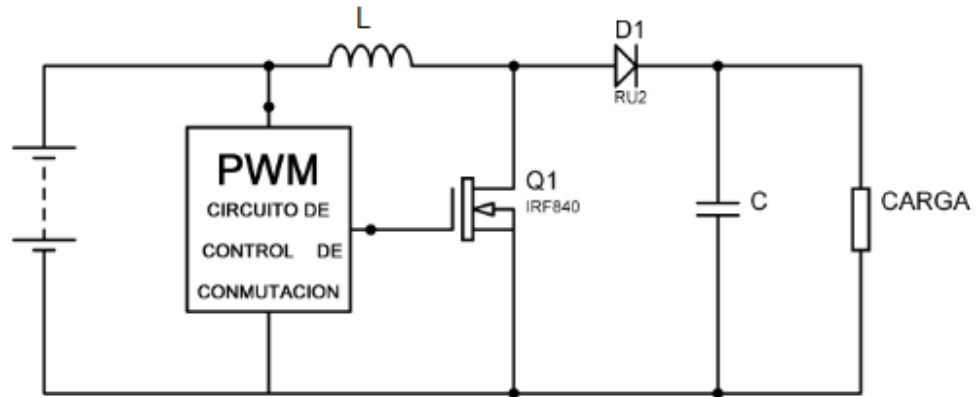
Para el caso práctico el switch se reemplaza por un transistor que tenga alta velocidad de conmutación, y que soporte valores de corriente y voltaje altos, ya que a él se conecta un inductor que queda directo a tierra a través del transistor cuando este está encendido. Estas cualidades las reúnen algunos transistores BJT y MOSFET pero se opta por el uso del transistor MOSFET IRF840 a causa de su baja disipación de potencia lo que se traduce en menos emisión de calor, y por su bajo costo en comparación con los BJT de similares características.

Algunas de las especificaciones del IRF840 son: alta velocidad de conmutación, valores máximos de corriente de drenaje (I_D) de 5A y de voltaje drenaje fuente (V_{DS}) de 500V, hacen que este dispositivo sea idóneo para ser aplicado en el proyecto. Contando con el transistor como switch, se necesita de un circuito extra que genere una señal de control que cambie el estado del transistor entre corte y saturación, para poder cargar y descargar el inductor logrando la elevación de voltaje, y además se debe tener en cuenta que este circuito debe generar una señal pulsante a un periodo determinado, a la cual se le debe poder variar el ciclo de trabajo para poder regular el valor del voltaje de salida. Un circuito que cumple con estas características se logra mediante la implementación de la modulación por ancho de pulso MAP o PWM por sus siglas en ingles (Pulse Width Modulation), mediante este tipo de modulación se puede variar el ancho de los pulsos de una señal, logrando variar el ciclo de trabajo de la misma.

También en la aplicación práctica el diodo del circuito debe ser de conmutación rápida, y de recuperación rápida, esto con el fin de que el diodo conmute en la frecuencia del transistor y para evitar la transferencia de energía desde el condensador de salida hacia el circuito de entrada. Por estas razones, se utiliza el diodo RU2BL que cumple con las especificaciones necesarias.

Para el caso práctico planteado, el esquema del circuito convertidor elevador queda como se muestra en la figura 34, sin incluir aún el circuito generador de señal PWM.

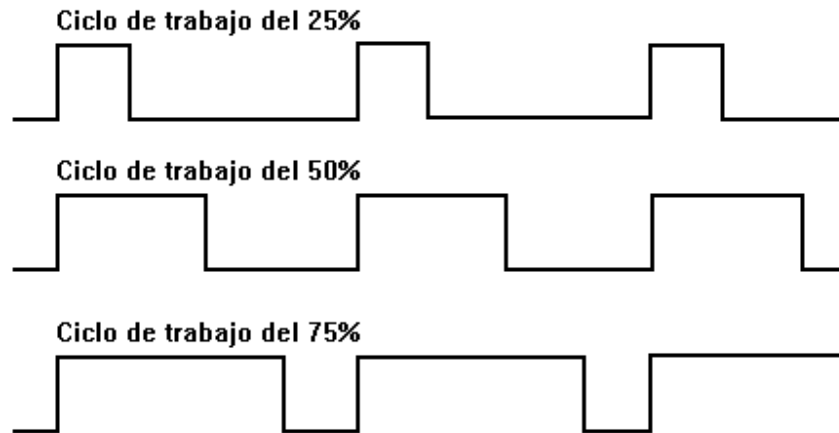
Figura 34. Diagrama esquemático boost converter



5.4 PWM

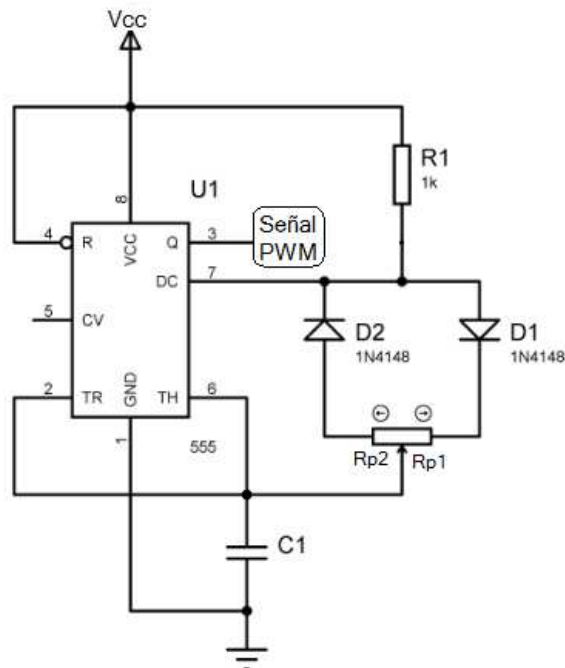
La modulación por ancho de pulsos tiene varios usos pero todas parten del mismo principio que es la variación del ciclo de trabajo de una señal periódica figura 35, La modulación PWM tiene dos aplicaciones muy usuales, una aplicación es la transmisión de datos a través de un canal de información, y la otra es la de poder controlar la cantidad de energía entregada a una carga a través de una señal periódica. Para el caso del proyecto se realiza la implementación de la modulación por ancho de pulso, para regular el voltaje de salida en una etapa de elevación de voltaje figura 34, al variar el ancho de los pulsos de una señal que controla el cierre y apertura de un interruptor. Cuando el valor de los pulsos es positivo el interruptor esta prendido haciendo que por él se cargue un inductor, y cuando el valor de los pulsos es negativo el interruptor se abre haciendo que el inductor entregue a la carga la energía almacenada. Al variar el ancho de los pulsos el interruptor está cerrado más o menos tiempo ocasionando que el inductor almacene más o menos energía y también entregue a la carga más o menos energía, con lo que se puede variar la cantidad de energía entregada lo que en el convertidor elevador significa un incremento en el voltaje de salida con respecto al voltaje de entrada.

Figura 35. Variación del ciclo de trabajo de una señal periódica.



5.4.1 Generación de señal PWM. Existen muchas formas de generar señales PWM. Para este proyecto se decidió realizar esta aplicación con el uso del timer 555, debido a que su implementación es muy sencilla y tiene un costo sustancialmente menor a otros dispositivos generadores de PWM como otros microcontroladores o circuitos específicos para este propósito. El circuito implementado para obtener una señal PWM con el timer 555, se muestra en la figura 36.

Figura 36. PWM con 555.



El circuito de la figura 36, genera la señal PWM debido a que en si tiene una configuración de oscilador astable, pero los ciclos de carga y descarga del condensador C1 se hacen en intervalos de tiempo diferentes, ya que la carga sigue el camino que establece el diodo D1 y la descarga se hace a través de D2. Por lo tanto, cuando el camino de carga por el diodo D1 presenta menos resistividad, el condensador se cargara más rápido, y esto a su vez implica que el flujo de la corriente por la ruta que establece D2 tenga mayor resistividad haciendo que la descarga sea más lenta lo que da una señal con un ancho de pulso pequeño y un tiempo de reposo largo, figura 37. Si por el contrario el potenciómetro presenta mayor resistividad por la vía de D2, el condensador se carga más lentamente haciendo que el ancho del pulso sea más largo mientras que el reposo es más corto figura 38. Empleando este análisis y haciendo uso de las ecuaciones del dispositivo brindadas en el datasheet²⁴ del 555 se tiene que los tiempos de duración de pulso T_a , duración de reposo T_b son:

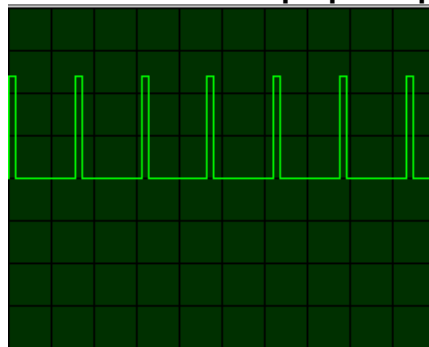
$$T_a = 0.693(R_1 + R_{p1})C_1 \quad (24)$$

$$T_b = 0.693(R_1 + R_{p2})C_1 \quad (25)$$

Por lo tanto el periodo es:

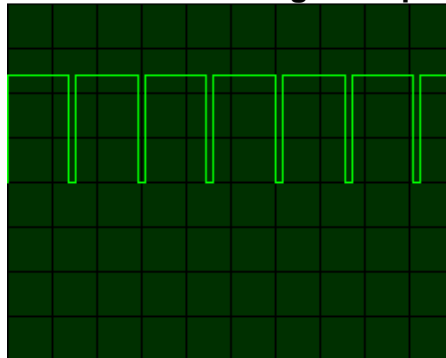
$$T = T_a + T_b. \quad (26)$$

Figura 37. Ancho de pulso con resistencia pequeña por el camino de D1.



²⁴ Fuente: NATIONAL SEMICONDUCTOR. LM555 timer. [en línea]. Disponible en internet: <http://www.national.com/ds/LM/LM555.pdf>

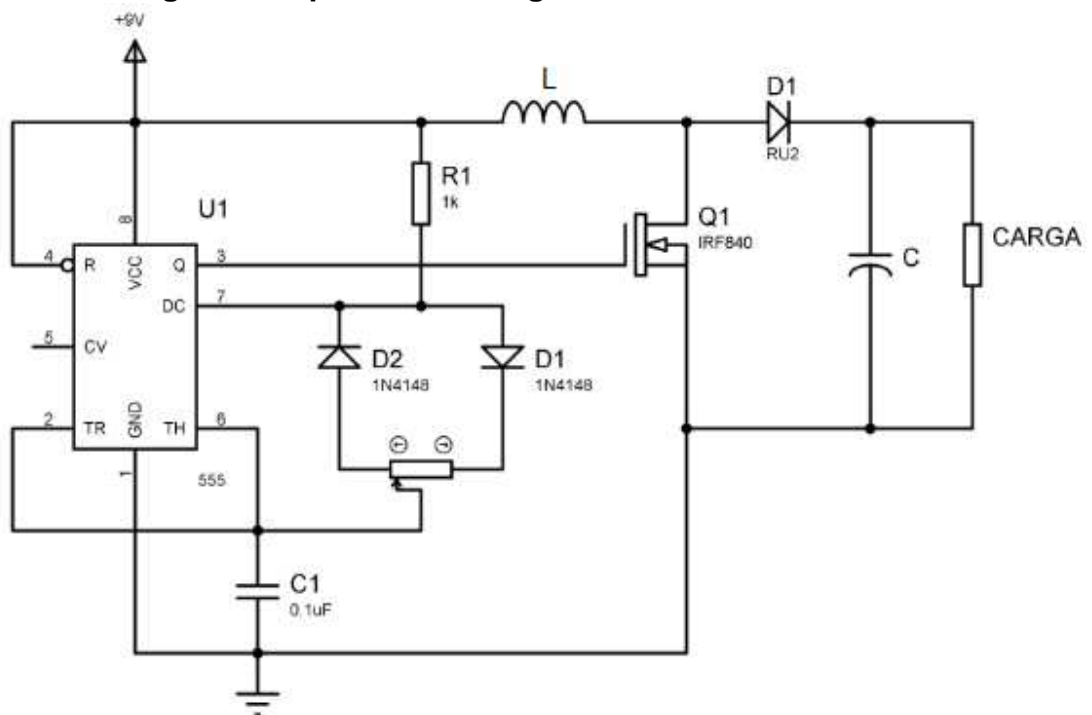
Figura 38. Ancho de pulso con resistencia grande por el camino de D1.



5.5 DISEÑO DEFINITIVO DE LA ETAPA DE POTENCIA

Teniendo definido el circuito generador de la señal PWM, el diagrama completo del elevador de voltaje se presenta en la figura 39.

Figura 39. Diagrama esquemático con generador PWM.



Al analizar el diseño de la figura 39, y sabiendo que teóricamente el voltaje en la carga puede tomar valores que varían entre el voltaje de la fuente y un valor mucho mayor dado por la ecuación:

$$V_o = \frac{V_s}{1 - K}$$

que depende del ciclo de trabajo de la señal PWM que alimenta la compuerta del MOSFET, se concluye que el convertidor elevador cumple con la finalidad de brindar la cantidad de potencia requerida en la resistencia de carga, ósea el cuerpo humano, para alcanzar la estimulación muscular. Ahora este diseño debe ser acoplado con la etapa digital, para que el cuerpo humano reciba las señales de rehabilitación muscular con corriente galvánica y farádica (continua y pulsada) que fueron programadas en el microcontrolador.

6. ACOPLA ENTRE LA ETAPA DIGITAL Y LA ETAPA DE POTENCIA

En este capítulo se presenta la etapa final del trabajo en la que se busca poder transferir las secuencias de rehabilitación de movimientos que han sido programados en el microcontrolador hasta el paciente a través de la etapa de potencia diseñada en el capítulo anterior.

Retomando, en el capítulo 4 se definió que el microcontrolador generaría las señales de electroestimulación a través del Puerto 0 y en el capítulo 5 se desarrolló la etapa de potencia con la cual podrían adecuarse las señales del micro para que tengan la potencia necesaria para la estimulación eléctrica.

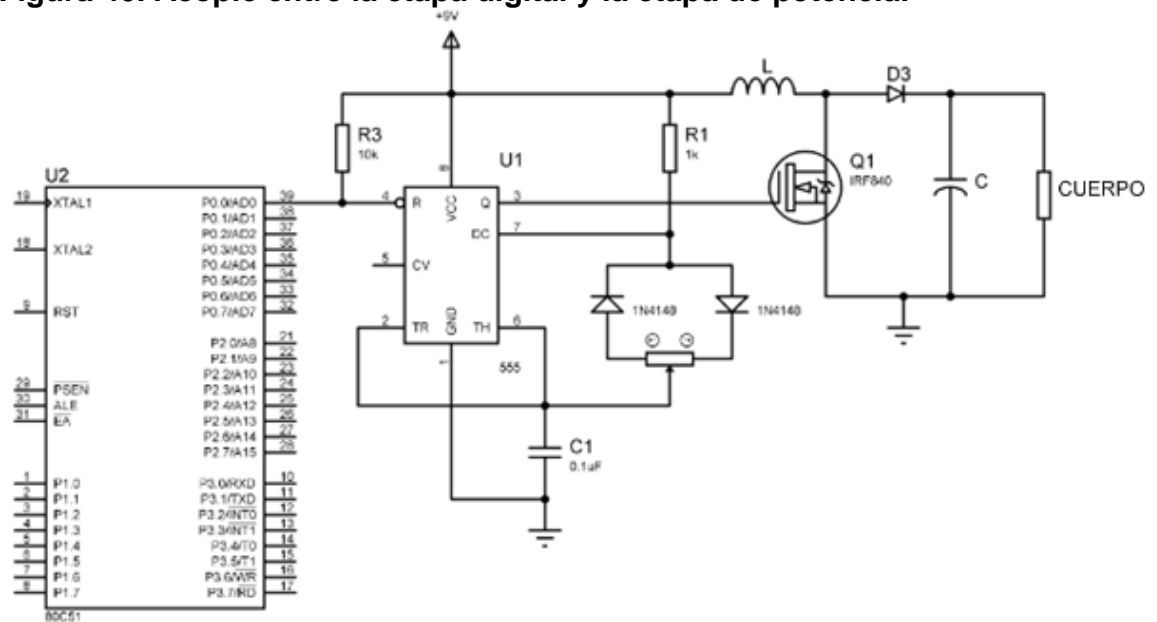
Como se requiere que el equipo tenga siete salidas independientes, será necesaria la implementación de 7 etapas de potencia como la de la figura 40, que deben ser activados y desactivados a partir de las secuencias generadas por cada uno de los 7 bits programados como salidas del Puerto 0 del micro.

6.1 CONTROL DE LA ETAPA DE POTENCIA A PARTIR DE LAS SEÑALES DEL PUERTO 0 DEL MICRO

Como se necesita hacer que cada una de las 7 etapas de potencia suministren energía en la medida en que se activan cada uno de los 7 pines del micro, se debe realizar una interfaz que permite que la etapa de potencia se active y desactive de acuerdo a como lo hagan los pines del Puerto 0. La forma más sencilla de habilitar o inhabilitar estas etapas es impidiendo que hagan la elevación de voltaje, lo que se logra al cortar la señal PWM que alimenta al MOSFET. Esto se puede hacer al resetear el 555 a través del pin 4, terminal que al ser puesto en bajo inhabilita la salida del integrado poniéndola en cero voltios, interrumpiendo así la señal PWM.

Sabiendo que las señales de electroestimulación son estados alto y bajo generadas desde el Puerto 0 del microcontrolador, y que el pin 4 o reset del 555 activa el integrado cuando está en estado alto habilitando las etapas de potencia, la forma de integrar la etapa digital con la analógica es conectar las salidas del Puerto 0, a cada uno de los pines de reset de los 7 *boost converters*. Y esta conexión se puede hacer de manera directa ya que cada terminal del Puerto 0 es de drenaje abierto, lo que implica que estas salidas requieren resistores de *pull-up* para poder funcionar, haciendo que los pines de reset de cada elevador se alimenten directamente de la fuente de alimentación, sin comprometer al micro. La conexión de uno de los pines del Puerto 0 y la etapa de potencia se muestra en la figura 40, en esta imagen se omiten los periféricos y demás componentes del microcontrolador.

Figura 40. Acople entre la etapa digital y la etapa de potencia.



Al analizar el circuito de la imagen anterior se puede notar que el anular la acción del elevador por medio del botón de reset del 555, no hace que se corte el suministro de energía proveniente de la fuente de alimentación hacia la carga (cuerpo humano). Ya que al estar conectado el inductor directamente a la fuente sigue transfiriendo energía a través del diodo hacia el cuerpo. Esta situación es inaceptable por varias razones, entre las que se pueden mencionar que: la carga recibe energía siempre que el equipo este encendido, a pesar de que el consumo es bajo porque la relación entre el voltaje de la batería y la resistencia del cuerpo hacen que la corriente que circule es muy pequeña, pero la implicación que esto tiene es que siempre habrá consumo energético de todas las salidas que estén conectadas al cuerpo, lo que reduce la duración de la batería del equipo. Otra razón que no favorece la implementación del diseño es que el paciente siempre será estimulado con corriente continua o galvánica, algo que no es muy conveniente sabiendo los efectos que esta corriente tiene en el cuerpo y que se expusieron en el capítulo 2. Para evitar que estas situaciones se den se debe realizar un diseño que aisle al paciente de la fuente de alimentación, esta situación se trata en la siguiente sección.

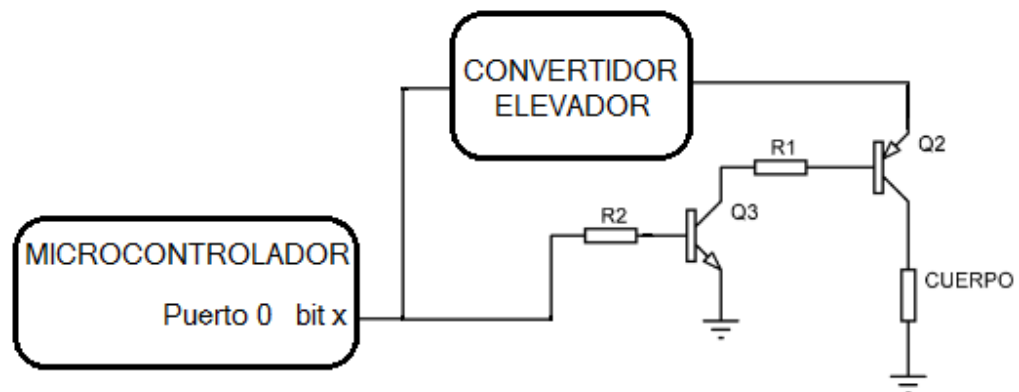
6.2 PROCESO DEL DISEÑO DEFINITIVO DEL EQUIPO DE ELECTROTERAPIA PARA EL TRATAMIENTO DEL SGB

Tomando como referencia los argumentos de la sección anterior, a continuación se plantea el desarrollo de un diseño que permita aislar la carga para que no reciba energía de manera constante de la fuente mientras el equipo permanezca encendido.

La forma habitual de aislar un componente de una sección del circuito es mediante un interruptor que se active de forma automática cuando se necesite que se transfiera energía a la sección deseada. Esta función la realizan varios dispositivos entre los que se encuentran los transistores, con los que se puede gestionar el paso o no de una corriente a través de ellos con una señal de control. Teniendo en cuenta que el diseño propuesto cuenta con una señal de control, que son las secuencias electro estimulantes generadas a través del Puerto 0, se debe realizar una etapa que active el paso de corriente a la carga, partiendo de las señales del Puerto 0.

Como primera medida en el proceso de diseño se busca aislar al cuerpo del suministro constante de energía por medio de una etapa que permita dirigir la corriente desde el circuito elevador hasta el cuerpo cuando las señales del Puerto 0 del micro se activen. Partiendo de esta hecho se desarrolla el siguiente circuito:

Figura 41. Circuito que aísla el cuerpo de la fuente de energía.



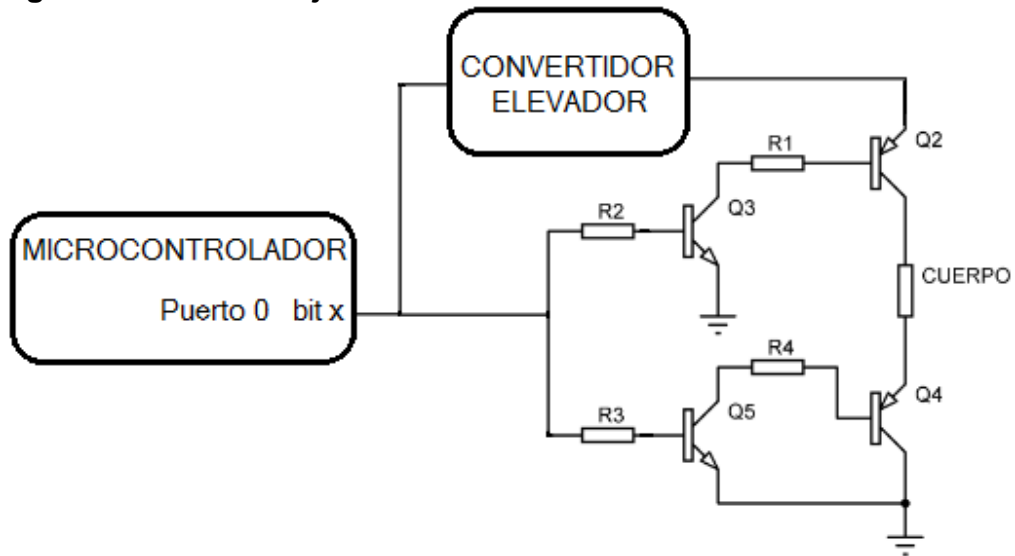
*En el circuito de la figura 41, se usan las cajas microcontrolador y convertidor elevador para simplificar el esquema, estos corresponden al circuito de la figura 40.

En el diseño de la figura 41, mientras el transistor Q3 no reciba la señal de activación desde el bit específico del Puerto 0 este permanece en corte impidiendo que fluya corriente por la base de Q2 poniéndolo en corte evitando que fluya corriente por el transistor e impidiendo que el cuerpo reciba corriente de la fuente. Si Q3 recibe un estado alto este se satura permitiendo la corriente de base de Q2

que a su vez deja que circule corriente por el cuerpo. En el diseño se usan dos transistores en vez de uno ya que con Q3 como interruptor se separa al microcontrolador del elevador de voltaje, que maneja potencias bastante mayores que el micro.

El diseño de la figura 41, cumple con el requerimiento de gestionar el paso de la corriente hacia el cuerpo a partir de las señales del Puerto 0. Pero presenta una conexión que puede llegar a ser inconveniente en la que cuerpo queda conectado a la tierra del circuito hacia donde fluye de manera constante la corriente, siendo este un nodo general y con este arreglo el cuerpo pasaría a compartir esta condición, situación que tampoco es deseable. Para evitar esto se propone una mejora al circuito utilizando un arreglo de transistores similar al del esquema anterior pero que controle la conexión del cuerpo con la tierra, y además establezca un camino unidireccional de la corriente. El circuito mejorado se muestra en la figura 42.

Figura 42. Diseño mejorado con aislamiento de tierra.



El diseño mejorado de la figura 42, aísla al cuerpo de tierra de la misma manera como lo hacen los circuitos Q2 y Q3 de la fuente, Cuando Q5 está activo a causa de las señales del Puerto 0 la corriente fluye por el cuerpo hacia tierra.

6.3 IMPLEMENTACIÓN DEL EQUIPO DE ELECTROTERAPIA PARA EL TRATAMIENTO DEL SGB

Para la implementación del equipo de electroestimulación se parte del hecho de que la carga a alimentar es el cuerpo humano que presenta una resistividad que por lo general está entre los 2000Ω a 3000Ω , pero puede variar desde aproximadamente 500Ω hasta $8k\Omega$, en condiciones que depende de factores internos o externos. Entre los factores internos se puede mencionar, la grasa corporal, el volumen muscular, la sudoración, la resequedad de la piel, entre otros. Como factores externos se tienen: humedad, temperatura, presión atmosférica, entre otros. Partiendo de lo anterior se hace la implementación del equipo suponiendo una resistividad corporal de $2k\Omega$. Otro factor a tener en cuenta para la implementación es que en el mercado local la venta de inductores es muy limitada, en las tiendas electrónicas de la ciudad de Pasto se consiguieron inductores con valores de $501\mu H$ y $351\mu H$. De estas dos bobinas se optó por la de $501\mu H$, ya que al observar la ecuación:

$$\Delta I_L = \frac{V_s}{L} (t_1) \quad (27)$$

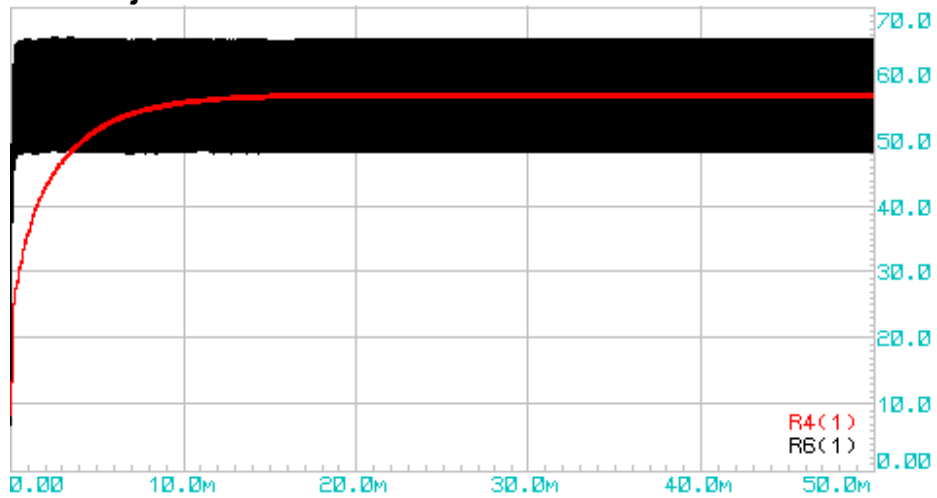
Se puede determinar que el incremento de corriente ΔI es menor de modo que el rizo en el voltaje de salida va a ser menor. Partiendo de esta situación y sabiendo que el condensador del elevador se utiliza para garantizar un voltaje continuo a la salida del elevador²⁵ y que de él depende el rizo en el voltaje de salida, según la fórmula:

$$\Delta V_c = \frac{I_a \cdot K}{f \cdot C} \quad (28)$$

Luego de realizar las pruebas pertinentes se define que el condensador debe tener un valor de $3.3\mu F$ ya que este genera un voltaje de rizo pequeño, adecuado para la señal de corriente galvánica que se desea suministrar. En la figura 43 se presentan la gráfica del voltaje de salida del elevador para valores de condensadores de $3.3\mu F$ (rojo) y $0,1\mu F$ (negro), donde se aprecia claramente como el primer capacitor genera un rizo muy pequeño en el orden de los milivoltios mientras que el de $0,1\mu F$ da un rizo de más de 15 voltios lo que es inaceptable para una señal de corriente o galvánica.

²⁵ RASHID Muhammad H. Electrónica de potencia. Circuitos, dispositivos y aplicaciones. 3ª. Edición. Pearson Prentice Hall. 2004. p. 177.

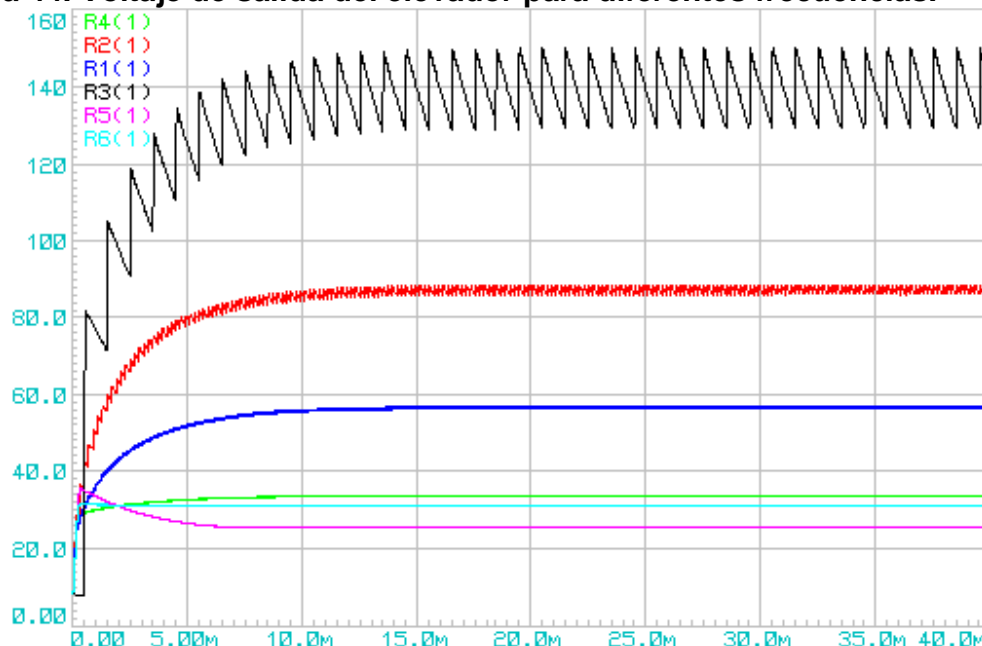
Figura 43. Voltaje de rizo en la salida del elevador.



Para implementar el circuito PWM también se parte de la ecuación 12 del incremento de corriente, ya que si t_1 es grande el incremento de corriente es grande por lo que se tiene en la salida un rizo muy alto, situación que es indeseable para la señal galvánica como se mencionó anteriormente. Para prevenir esta situación se aumenta la frecuencia de conmutación del transistor disminuyendo el periodo y por ende el ancho del estado alto que al final es el tiempo en que la bobina se está cargando. En la figura 44, se presenta el voltaje de salida del elevador para diferentes frecuencias, en esta imagen es claro como la frecuencia menor que equivale a 1Khz, genera un rizo muy grande y además tarda en estabilizarse más, también se aprecia como el incremento de la frecuencia genera salidas más estables pero que alcanzan un valor nominal de voltaje de salida más bajo. Lo anterior se comprueba al reemplazar la ecuación 22, en la ecuación 12 del incremento de corriente obteniendo:

$$\Delta I_L = \frac{V_s}{L} \times \frac{K}{f} \quad (29)$$

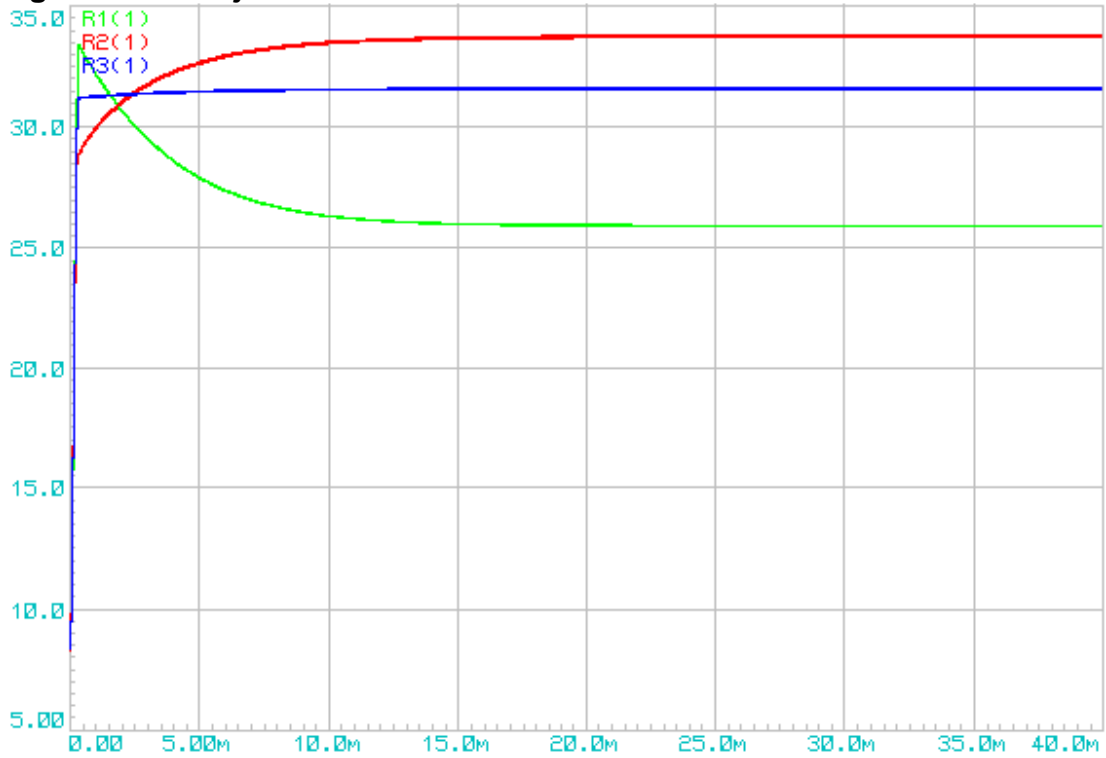
Figura 44. Voltaje de salida del elevador para diferentes frecuencias.



En la figura 44, la señal de 1KHz (negro) es la que tiene el voltaje de rizo mayor, que es aproximadamente de unos 20V. Es claro como el rizo disminuye a medida que la frecuencia disminuye, pero en igual proporción disminuye el voltaje nominal de salida.

Otra característica de las señales que es notoria es el tiempo que tardan en estabilizarse, en la figura 44, la señales de 50KHz (verde), y de 70KHz (azul claro) se estabilizan en un tiempo menor a 5 milisegundos, mientras que las demás superan este tiempo, inclusive la señal de 100KHz (morada), que tiene un pico de subida y luego descende para estabilizarse en un tiempo superior a 5 milisegundos. En la figura 45, se presenta de manera detallada esta situación para frecuencias de 50KHz (roja), 78KHz (azul) y 100KHz (verde), donde claramente se aprecia la rapidez para estabilizarse de la señal de 78KHz. El tiempo que tarda en estabilizarse la señal esta también relacionado con el ciclo de trabajo, por esto para definir la frecuencia se busca el valor más estable a un ciclo de trabajo del 50%, ya que si se disminuye o aumenta el ancho de pulso para calibrar la intensidad que recibe el paciente, el tiempo de estabilización va a variar entre un rango menor que si se definiera para un valor cercano a 0% o al 100% del ciclo de trabajo. Por lo anterior, se toma como la frecuencia de oscilación de la señal PWM un valor próximo a los 78KHz. Para lograr esta frecuencia se toman valores normalizados de resistencias y condensadores de $R1=43k\Omega$, un potenciómetro de $100k\Omega$ y un condensador $C1=0,1nF$, obteniendo una frecuencia de 77,58kHz según la disposición de la figura 37.

Figura 45. Voltaje de rizo en la salida del elevador.



En la figura 46 y 47, se presentan las simulaciones de las señales farádica y galvánica transferidas hacia el cuerpo por el electroestimulador.

Figura 46. Voltaje de salida. Señal farádica con ciclo de trabajo de 80%.

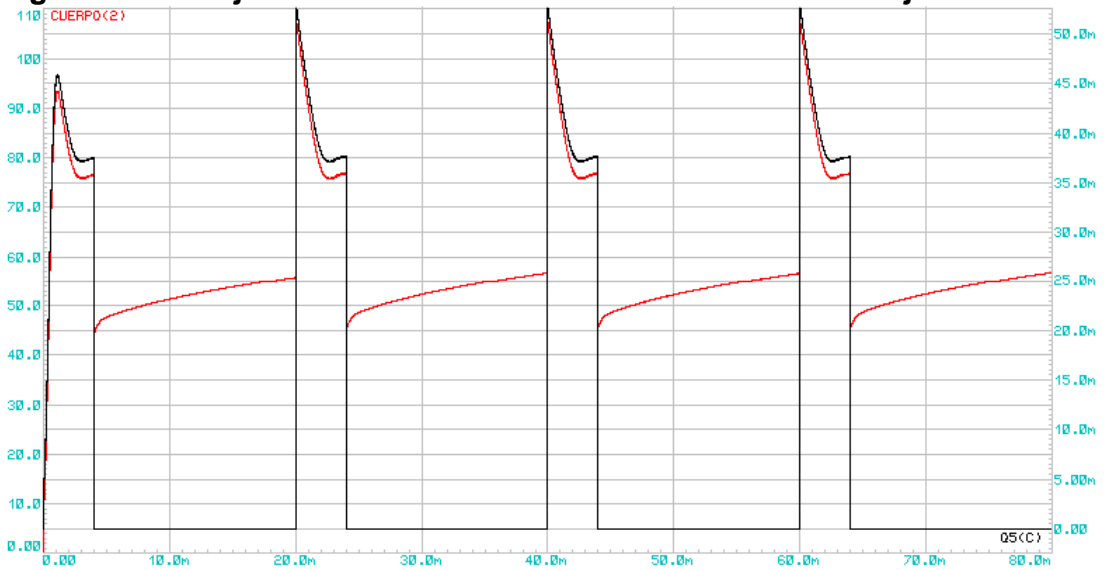
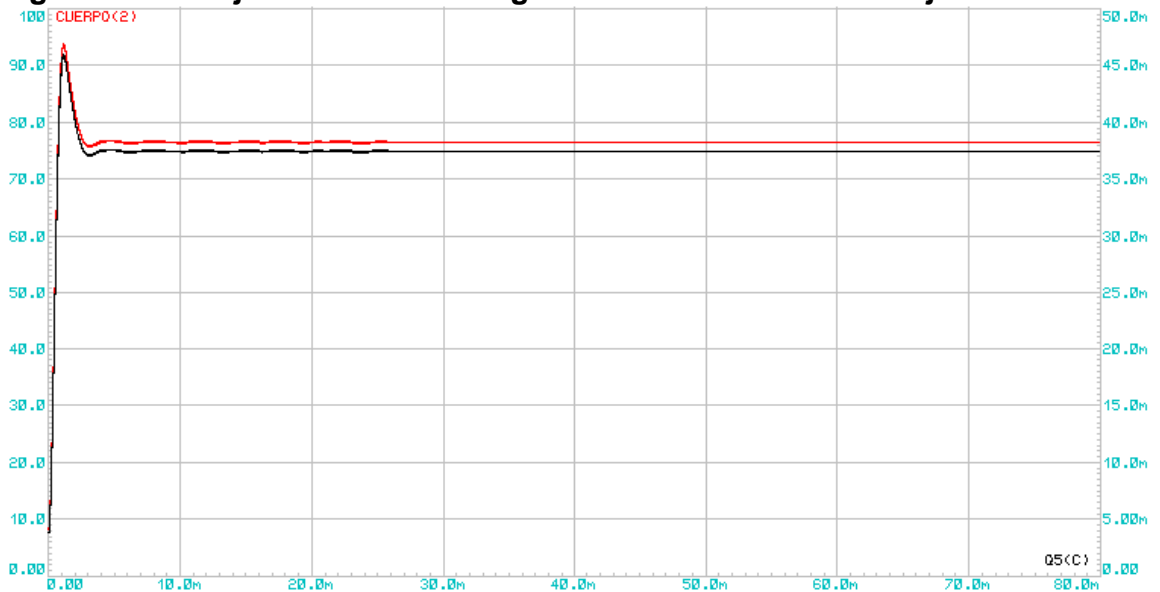


Figura 47. Voltaje de salida. Señal galvánica con ciclo de trabajo de 80%.



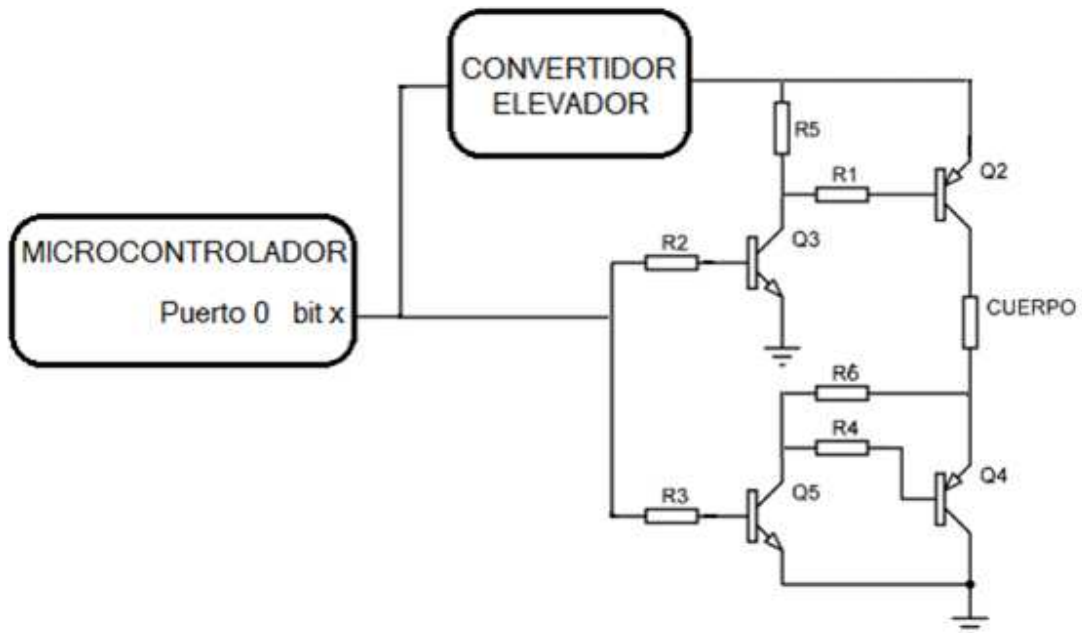
Tomando como referencia los valores de voltaje que puede llegar a entregar el circuito, se decide que los transistores que controlaran el paso de la corriente al paciente a través de las señales provenientes del micro sean transistores de alto voltaje, mas no de potencia, ya que las corrientes que se manejan no son de un valor suficiente como para requerir este tipo de dispositivos. Por lo tanto, se usan el transistor NPN KSP42 y el PNP KSP92. Las resistencias que controlan estos transistores son, en el caso de R2 y R3, resistencias de 10k Ω , valores típicos para limitar la corriente proveniente del micro, y para R1 y R4 se probaron los mismos valores de 10k Ω , pero como estas resistencias manejan el corte y la saturación de la salida del elevador, se hicieron las pruebas respectivas para obtener la menor caída de voltaje posible en el cuerpo debida a los transistores de lo cual se obtuvieron valores de 6.2k Ω para R1 y 1k Ω para R4. Con referencia al circuito de la figura 42.

Luego de realizar el montaje y hacer las pruebas y mediciones pertinentes se corroboró el funcionamiento esperado del equipo, pero, se pudo notar que cuando el dispositivo estaba encendido, pero no en funcionamiento, en las salidas conectadas al paciente había un flujo de corriente muy pequeño a través de los transistores, determinando que se trata de corrientes de fuga que siempre van a estar presentes bajo las condiciones de alimentación apropiadas. A pesar de que estas corrientes son muy pequeñas, del orden de los microamperios, se espera que el equipo solo transfiera corriente cuando este ejecutando uno de los programas de rehabilitación o la calibración de alguna salida, por lo tanto se decidió dar solución a este inconveniente. Para esto se plantea colocar una resistencia que provea una vía para la corriente generada, evitando que esta pase por el cuerpo, esta resistencia se ubica entre la salida del elevador y el transistor

de activación para que la corriente se dirija hacia tierra por la resistencia y luego siga por el transistor Q3 como corriente de fuga. A esta resistencia se le da un valor grande de $100k\Omega$, para que el flujo de corriente a través de ella sea mínimo cuando el electro estimulador está en funcionamiento, y además brinde un camino de menor resistencia que el que proveen los transistores, logrando que la corriente se desvíe hacia tierra. Esta misma medida se aplica como prevención en el transistor Q4 para desviar cualquier corriente por Q5. El circuito final se presenta en la figura 48.

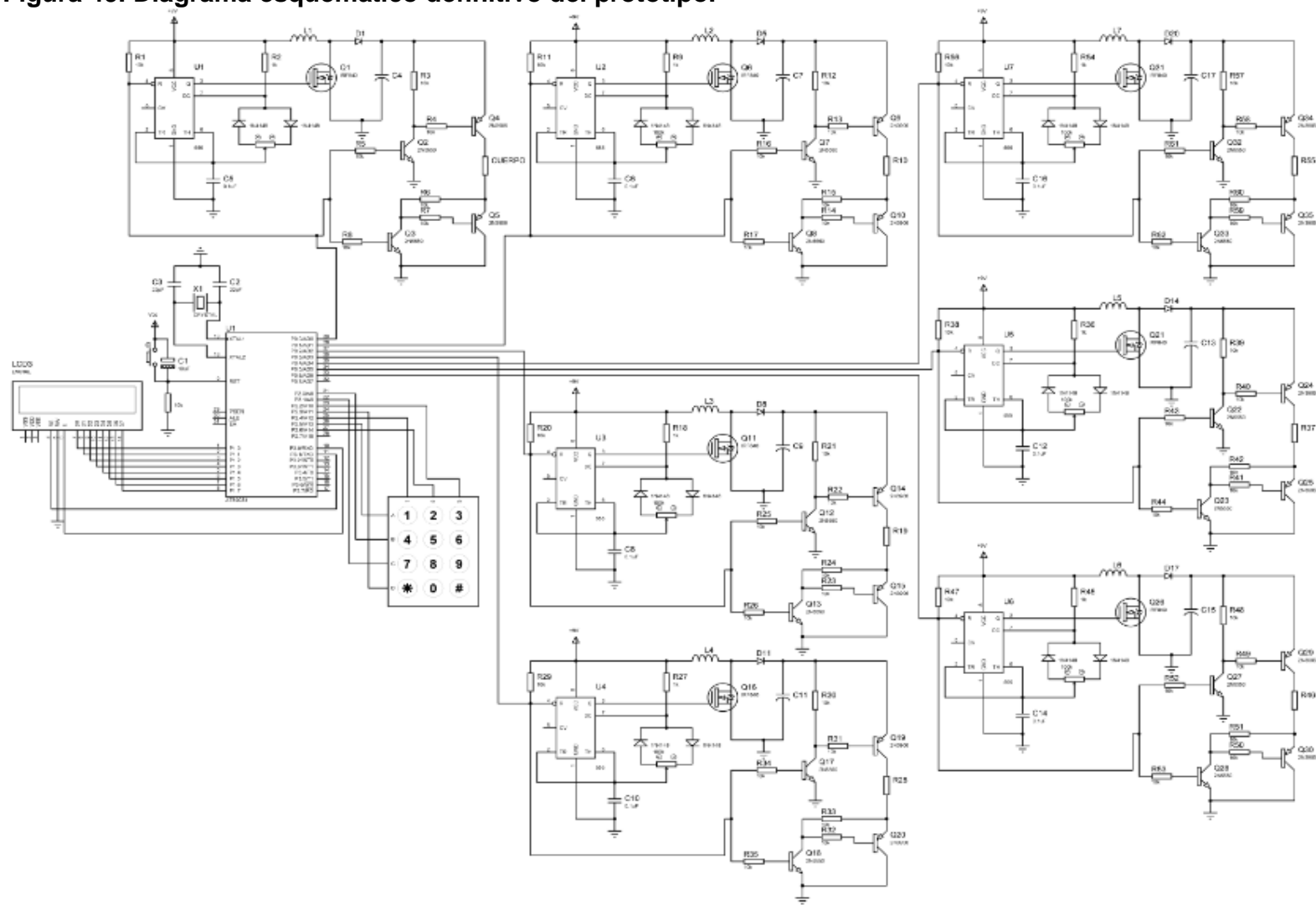
Estas determinaciones se toman en pro de realizar un equipo lo más seguro posible y buscando prever cualquier eventualidad, para disminuir riesgos y lograr un sistema confiable para el paciente.

Figura 48. Diseño definitivo con desvío de corrientes de fuga.



En la figura 49, se presenta el diagrama esquemático completo del equipo en el que se ha hecho la integración de las etapas digital y de potencia, incluyéndose los periféricos de entrada y salida.

Figura 49. Diagrama esquemático definitivo del prototipo.



7. CONCLUSIONES

A partir del proceso de investigación realizado se logro diseñar e implementar un equipo de electroterapia especializado para el tratamiento del Síndrome de Guillain-Barré considerando la rehabilitación terapéutica que reciben los pacientes que padecen esta patología, y enfocando la operación del dispositivo hacia el tratamiento idóneo de la misma, brindando un sistema capaz de rehabilitar y reeducar los músculos por medio de un equipo que maneja corrientes galvánica y farádica, extendiendo el alcance de la aplicación del equipo desde la fase inicial del proceso de recuperación, hasta una etapa avanzada donde el paciente ya ha recuperado su movilidad en algún grado importante y necesita repotenciar, reforzar y dar volumen a su sistema muscular. Lo que le da al equipo la cualidad de totalmente funcional para tratar esta grave enfermedad.

La estudio realizado sobre el SGB dio la claridad suficiente para delimitar como es el recuperación neuromuscular en esta enfermedad, y como se debe realizar la rehabilitación fisioterapéutica, con lo que se consiguió delimitar y establecer unos parámetros claros sobre el equipo a desarrollar, creando así un proceso de diseño e implementación sistemático y objetivo, con el fin de desarrollar un equipo apropiado para el tratamiento de este síndrome.

El conocimiento de las características que debe tener un equipo de electroterapia para maximizar su funcionalidad, permitió identificar pautas a cumplir y estableció requerimientos y especificaciones que al final fueron implementadas logrando brindar otro alcance en la funcionalidad, por medio del diseño e implementación de una interfaz compuesta por periféricos auto referenciados, que brindan al usuario una guía, y una fuente de información, facilitando el manejo del equipo y teniendo pleno control de las funciones y el estado del dispositivo. Además se identificaron aspectos concretos para construir un equipo que maneje unos márgenes de seguridad aceptables logrando una herramienta confiable.

La normatividad vigente para la construcción de equipo electromédico se basa en los estándares IEC 60601, siendo estas unas disposiciones internacionales sobre las cuales se rigen por lo general las normas de cada país. Estos estándares son de carácter privativo y están regidos por un proceso de certificación que determina el cumplimiento o no de los protocolos para el desarrollo de estos instrumentos. Lo que implica que el acceso a las normas y su implementación en los diseños a desarrollar no significan que se esté cumpliendo con los estándares, para este fin se debe realizar el proceso de certificación que dé el dictamen sobre las condiciones de seguridad que se cumplen en el equipo. Por este motivo no se puede afirmar que el equipo implementado cumpla estándares de ninguna índole, pero se debe tener claro que en el proceso de desarrollo se aplicaron normas de

seguridad, pero el cumplimiento o no de los estándares solo se logra mediante un la certificación que es un proceso altamente costoso y que se aplica para equipos fabricados en serie.

Se llevo a cabo un proceso de diseño teniendo como referencia la rehabilitación física en el Guillain-Barré, por lo que la funcionalidad del dispositivo está asegurada para el tratamiento de esta enfermedad a diferencia de los equipos existentes en el mercado que tienen propósitos generales. En el proceso de diseño se realizo la investigación guiada con la Doctora Emily Gómez, en la que se obtuvo una serie de secuencias de estimulación muscular, basadas en la problemática del SGB, las cuales fueron almacenadas en el microcontrolador del dispositivo y rigen el comportamiento del mismo, por lo que se logro el objetivo de realizar un equipo para tratar esta patología.

Mediante la inclusión de las secuencias logradas en la fase de diseño se implemento un equipo para el tratamiento del SGB, basado en especificaciones y requerimientos que lo hicieran altamente funcional, y siguiendo normas que brinden un nivel de seguridad.

8. RECOMENDACIONES

Desarrollar equipos de electroterapia para la rehabilitación de patologías específicas, para brindar a los pacientes tratamientos más eficaces, que reduzcan el tiempo e incrementen el alcance de su proceso de recuperación.

Seguir los estándares de la norma IEC 60601 con especificidad en el estándar IEC 60601-2-10 para equipos de electroestimulación, para desarrollar el prototipo del equipo.

Limitar el uso del equipo a personal capacitado en el manejo de estas herramientas, puesto que una manipulación incorrecta de este dispositivo puede acarrear daños irreversibles, e incluso la muerte.

Evitar el uso del equipo en personas que posean implantes como marcapasos o dispositivos electrónicos sobre los cuales el equipo pueda interferir a causa del suministro de corriente.

BIBLIOGRAFÍA

CUPPET Micki. Medicina general aplicada al deporte. España: Elsevier. 2007.

DAZA LESMES Javier. Evaluación Clínico-funcional del movimiento corporal humano. Colombia: Editorial medica panamericana, 2007.

DE LA ROCHA Kelly. Plasmaféresis. (Intercambio de Plasma; Intercambio Terapéutico de Plasma). [en línea]. Disponible en internet: <http://healthlibrary.epnet.com/GetContent.aspx?token=0d429707-b7e1-4147-9947-abca6797a602&chunkiid=121207>

FIGUERO Juan Pablo. Temas de Medicina Interna. Polineuropatías [en línea]. Disponible en internet: <http://escuela.med.puc.cl/publ/TemasMedicinaInterna/polineuropatias.html>

GARETH J. Parry. Gullain-Barré Syndrome from diagnosis to recovery. USA: American academy of neurology, 2007.

KASPER Dennis, BRAUNWALD Eugene, FAUCI Anthony. HARRISON Principios de medicina interna 17ª Edición. McGraw-hill, 2008.

MERCK SHARP & DOHME DE ESPAÑA. Trastornos del cerebro y del sistema nervioso. Cap. 68. Esclerosis múltiple y trastornos afines [en línea]. Disponible en internet: http://www.msd.es/publicaciones/mmerck_hogar/seccion_06/seccion_06_068.html

NATIONAL SEMICONDUCTOR. LM555 timer. [en línea]. Disponible en internet: <http://www.national.com/ds/LM/LM555.pdf>

NOGALES-GAETE Jorge. Tratado de Neurología Clínica. Santiago de Chile: Editorial Universitaria. 2005.

OCHOA DEL PORTILLO Gabriel. Principios generales en electroterapia. Colombia: Beringer Ingelheim.

RASHID Muhammad H. Electronica de potencia. Circuitos, dispositivos y aplicaciones. 3ª. Edición. Pearson Prentice Hall. 2004.

Reeducación muscular. Devolviendo la función perdida. [en línea]. Disponible en internet: <http://www.terapia-fisica.com/reeducacion-muscular.html>

RODRIGUEZ M. José María. Electroterapia en fisioterapia. 2ª. Edición. Madrid: Editorial Medica Panamericana. 2004.

www.atmel.com. 8-bit Microcontroller with 4K Bytes Flash AT89C51. [en línea]. Disponible en internet: http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_docu

BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA

HART Daniel W. Electrónica de potencia. Prentice Hall. Pearson educación Madrid: 2001.

NETTER Frank.H. Sistema Nervioso. Trastornos neurológicos y neuromusculares. Tomo 1.2. Mexico: Masson. 2002.

SEDRA Adel S. SMITH Kenneth C. Circuitos microelectrónicos. Oxford University Press. Mexico: 1999.

ANEXO A. Secuencias programadas para la electroestimulación

En las siguientes tablas se presentan los movimientos a rehabilitar, en cada una se enumeran las secuencias que se ejecutan, mencionando que músculos se activan, cual es la acción que realizan, el tiempo que dura la acción y el estado de las salidas para cada secuencia. Además se enlista a que musculo debe conectarse cada salida, y el número de programa que se debe escoger en el mico para ejecutar la secuencia.

Programa en el microcontrolador: **7**

Movimiento: **Marcha**

Disposición de Electroodos:

- Salida 1: Gemelos.
- Salida 2: Glúteo mayor o máximo.
- Salida 3: Psoas Iliaco.
- Salida 4: Isquiotibiales
- Salida 5: Cuádriceps.
- Salida 6: Tibial Anterior.
- Salida 7: Transverso del abdomen, (oblicuos abdominales).

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Gemelos (Gastro nemios)	Plantiflexión del pie (propulsor de la marcha)	0 – 5	1 on 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
1	Glúteo mayor	Extensión de cadera (principal extensor de cadera)	0 – 5	1 on 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Psoas Iliaco 70°	Flexión de cadera (Principal flexor de cadera)	5 - 10	1 off 2 off 3 on 4 on 5 off 6 off 7 off

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
2	Isquiotibiales 110°	Flexión de rodilla	5 - 10	1 off 2 off 3 on 4 on 5 off 6 off 7 off
3	Psoas Iliaco 90°	Flexión de cadera (Principal flexor de cadera)	10 - 15	1 off 2 off 3 on 4 on 5 off 6 off 7 off
3	Isquiotibiales 90°	Flexión de rodilla	10 - 15	1 off 2 off 3 on 4 on 5 off 6 off 7 off
4 Extensión de rodilla	Psoas Iliaco	Flexión de cadera (Principal flexor de cadera)	15 - 20	1 off 2 off 3 on 4 off 5 on 6 off 7 off
4	Cuádriceps	Extensión de rodilla	15 - 20	1 off 2 off 3 on 4 off 5 on 6 off 7 off
5 Dorsiflexion del pie	Psoas Iliaco	Flexión de cadera (Principal flexor de cadera)	20 - 25	1 off 2 off 3 on 4 off 5 on 6 on 7 off
5	Cuádriceps	Extensión de rodilla	20 - 25	1 off 2 off 3 on 4 off 5 on 6 on 7 off
5	Tibial Anterior	Dorsiflexion del pie	20 - 25	1 off 2 off 3 on 4 off 5 on 6 on 7 off

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
6 Cocontracción	Psoas Iliaco	Flexión de cadera (Principal flexor de cadera)	25 - 30	1 off 2 on 3 on 4 on 5 on 6 on 7 on
6	Cuádriceps	Extensión de rodilla	25 – 30	1 off 2 on 3 on 4 on 5 on 6 on 7 on
6	Tibial Anterior	Dorsiflexion del pie	25 – 30	1 off 2 on 3 on 4 on 5 on 6 on 7 on
6	Transverso del abdomen	Contracción isométrica(no hay cambios en la longitud del musculo, no hay acercamiento ni alejamiento del origen y la inserción del musculo)	25 - 30	1 off 2 on 3 on 4 on 5 on 6 on 7 on
6	Glúteo mayor	Extension de cadera (En concentración. evita la caída precipitada de la pierna)	25 - 30	1 off 2 on 3 on 4 on 5 on 6 on 7 on
6	Isquiotibiales	En cocontracción antagonista al cuádriceps, para mantener la rodilla.	25 - 30	1 off 2 on 3 on 4 on 5 on 6 on 7 on

Programa en el microcontrolador: **5**

Movimiento: **Abducción y aducción de Cadera**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Glúteo medio.
- Salida 2: Aductores.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Glúteo medio	Abducción de cadera (Principal abductor de cadera)	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Aductor	Aductor de cadera	5 – 10	1 off 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Extensión de rodilla.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Cuádriceps.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Cuádriceps	Extensión de rodilla	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Cuádriceps	Relajación de rodilla	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Flexion de rodilla.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Isquiotibiales.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Isquiotibiales	Flexión de rodilla	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Isquitibiales	Relajación de rodilla	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **5**

Movimiento: **Dorsiflexion y plantiflexion de pie.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Tibial Anterior.
- Salida 1: Gastronemios.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Tibial Anterior	Dorsiflexion mas inversión	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Gastronemios	Plantiflexion	5 – 10	1 off 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Inversión de pie.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Tibial Posterior.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Tibial Posterior	Inversión del pie	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Tibial posterior	Descansar de la Inversion	5 - 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Eversión de pie.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Peroneos (peroneos).

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Peroneos	Eversión del pie	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Peroneos	Descansar de la Eversión	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Flexión de hombro.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Deltoides anterior.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Deltoides Anterior	Flexión de Hombro	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Deltoides Anterior	Descansar de la Flexion	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Abducción de Hombro.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Deltoides medio.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Deltoides Medio	Abducción de Hombro	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Deltoides Medio	Descansar de la Abducción	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: 1

Movimiento: **Abducción de Hombro horizontal.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Deltoides posterior.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Deltoides Posterior	Abducción de Hombro horizontal	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Deltoides Posterior	Descansar de la Abducción horizontal	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: 1

Movimiento: **Extensión de Hombro.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Serrato anterior.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Serrato Anterior	Extensión de hombro	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Serrato Anterior	Descansar Extensión de hombro	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **5**

Movimiento: **Flexión de codo.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Bíceps.
- Salida 2: Tríceps.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Bíceps	Flexión de codo	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Tríceps	Extensión de codo	5 – 10	1 off 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **6**
 Movimiento: **Pronación y supinación.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Pronador Cuadrado.
- Salida 2: Pronador Redondo.
- Salida 3: Supinador Largo.
- Salida 4: Supinador Corto.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Pronador cuadrado	Pronación de antebrazo	0 – 5	1 on 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
1	Pronador Redondo	Pronación de antebrazo	0 – 5	1 on 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Supinador Largo	Supinación de antebrazo	5 – 10	1 off 2 off 3 on 4 on 5 off 6 off 7 off
2	Supinador Corto	Supinación de antebrazo	5 – 10	1 off 2 off 3 on 4 on 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Extensión de muñeca.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Segundo radial externo – Supinador largo – Supinador corto – Extensor común de los dedos - Extensor propio del hallux (Dedo pulgar) – Cubital posterior – Anconeo.

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	1	Extensión de muñeca	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	1	Descansar Extensión de muñeca	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Flexión de muñeca.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Pronador redondo - Palmar Mayor - Palmar menor - Cubital anterior – Flexor común de los dedos

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	1	Flexión de muñeca	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	1	Descansar Flexión de muñeca	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **4**
 Movimiento: **Inspiración y expiración.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Intercostales externos
- Salida 2: Trapecio
- Salida 3: Serrato anterior
- Salida 4: Recto anterior abdominal
- Salida 5: Transverso del abdomen
- Salida 6: Oblicuos

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Intercostales Externos	Inspiración	0 – 4	1 on 2 on 3 on 4 off 5 off 6 off 7 off
1	Trapecio	Inspiración	0 – 4	1 on 2 on 3 on 4 off 5 off 6 off 7 off
1	Serrato anterior	Inspiración	0 – 4	1 on 2 on 3 on 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Recto Anterior Abdominal	Inspiración	4 – 12	1 off 2 off 3 off 4 on 5 on 6 on 7 off
2	Transverso del abdomen	Inspiración	4 – 12	1 off 2 off 3 off 4 on 5 on 6 on 7 off
2	Oblicuos	Inspiración	4 – 12	1 off 2 off 3 off 4 on 5 on 6 on 7 off

Programa en el microcontrolador: 1
 Movimiento: **Subir y bajar las cejas.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Frontal

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Frontal	Subir las Cejas	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Frontal	Bajar las cejas	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: 1
 Movimiento: **Fruncir y descansar el ceño.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Superciliar

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Superciliar	Fruncir el ceño	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Superciliar	Descansar el ceño	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**
 Movimiento: **Cerrar y abrir los ojos.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Orbicular de los parpados

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Orbicular de los parpados	Cerrar los ojos	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Orbicular de los parpados	Abrir los ojos	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**
 Movimiento: **Arrugar la nariz.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Piramidal de la Nariz

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Piramidal de la Nariz	Arruga la nariz	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Piramidal de la Nariz	Nariz normal	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Activar musculo masticatorio.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Macetero

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Macetero	Musculo masticatorio	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Macetero	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Elevar labio superior.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Canino

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Canino	Eleva labio superior ipsilateral	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Canino	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**
 Movimiento: **Elevar Comisura labial.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Risorio

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Risorio	Lleva la comisura labial hacia arriba y lateral (sonrisa sin dientes)	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Risorio	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**
 Movimiento: **Risa.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Buxinador

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Buxinador	risa con dientes	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Buxindor	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Arrugar el mentón.**

Disposición de Electrodos:

- Salida 1: Borla del mentón

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Borla del mentón	Arruga el mentón	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Borla del mentón	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **2**

Movimiento: **Bajar comisuras labiales y contrae músculos del cuello.**

Disposición de Electrodos:

- Salida 1: Esplenio del cuello
- Salida 2: Cutáneo del cuello

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Esplenio del cuello	Baja comisuras labiales y contrae músculos del cuello	0 – 3	1 on 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
1	Cutáneo del cuello	Baja comisuras labiales y contrae músculos del cuello	0 – 3	1 on 2 on 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Esplenio del cuello	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Cutáneo del cuello	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Proyectar los labios hacia adelante.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Orbicular de los labios

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Orbicular de los Labios	Proyecta los labios hacia adelante	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Orbicular de los Labios	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**

Movimiento: **Proyecta el labio superior hacia arriba.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Elevador propio del labio superior

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Elevador propio del labio superior	Proyecta el labio superior hacia arriba	0 – 3	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Elevador propio del labio superior	Descanso	3 – 6	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **1**
 Movimiento: **Protrusión de Hombro.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Pectoral Mayor – Pectoral Menor

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Pectoral Mayor Pectoral Menor	Protrusión de Hombro	0 – 5	1 on 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Pectoral Mayor Pectoral Menor	Neutro	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 off 7 off

Programa en el microcontrolador: **3**
 Movimiento: **Movimientos de la espalda.**

Disposición de Electrodo:

- Salida 1: Cuadrado lumbar – Paraespinal lumbar
- Salida 2: Paraespinal dorsal
- Salida 3: Serrato anterior
- Salida 4: Elevador de la escapula
- Salida 5: Supraespinoso
- Salida 6: Romboides mayor y menor

Paso de la secuencia	Músculos	Acción	Tiempo de contracción	Estado de los electrodos
1	Cuadrado lumbar Paraespinal lumbar Paraespinal dorsal Serrato anterior	Extensión de tronco Extensión de tronco accesorio Extensión de tronco	0 – 5	1 on 2 on 3 on 4 off 5 off 6 off 7 off
2	Elevador de la escapula Supraespinoso	Elevar Escapula (Paleta - Omoplato) Rotador de hombro (se activa cuando se eleva la escapula)	5 – 10	1 off 2 off 3 off 4 on 5 on 6 off 7 off
3	Romboides mayor y menor	Depresor de la Escapula	10 – 15	1 off 2 off 3 off 4 off 5 off 6 on 7 off