

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE ELECTROTERAPIA
UNIVERSAL BASADO EN LABVIEW**

**ANDRES FABIAN MORENO BARROSO
MIGUEL ANGEL CALDERON ESTRADA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES (E3T)
BUCARAMANGA**

2017

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE ELECTROTERAPIA
UNIVERSAL BASADO EN LABVIEW**

**ANDRES FABIAN MORENO BARROSO
MIGUEL ANGEL CALDERO ESTRADA**

Trabajo de grado para optar al título de: Ingeniero Electrónico

Directores:

DANIEL ALFONSO SIERRA BUENO

PhD. en Ingenieria Biomedica

JORGE EDUARDO QUINTERO

Ingeniero Eléctrica

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES (E3T)
BUCARAMANGA**

2017

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos en primer lugar a Dios por darnos fortaleza y salud mental cada día para avanzar en el cumplimiento de todas nuestras metas.

A nuestros Padres, por todo su amor y paciencia en todo este proceso de formación, cada una de sus palabras y consejos nos llenaban de todo el ánimo que nos impulsaban para alcanzar cada objetivo.

A nuestros directores de proyecto, El profesor Daniel Alfonso Sierra y Jorge Eduardo Quintero, quienes siempre estuvieron dispuestos a brindarnos una guía en la resolución de cada desafío que nos surgía en medio del proyecto.

A nuestros amigos quienes compartieron toda su alegría y compañía en todo el desarrollo de este trabajo, aportando una sincera voz de apoyo en cada dificultad.

A la Institución Universidad Industrial de Santander que nos brindó todas las herramientas necesarias para el desarrollo de esta tesis.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	18
1. ESTUDIO PRELIMINAR	20
1.1 DESCRIPCIÓN GENERAL FISIOLÓGICA	20
1.2 BREVE HISTORIA	21
1.3 CARACTERÍSTICAS DE ESTIMULACIÓN	22
1.3.1 Formas De Onda De Estimulación	22
1.3.2 Flujo constante o corriente continua	22
1.3.3 Forma de Onda AC, Alternas.	23
1.3.3.1 Flujo interrumpido e invirtiendo la polaridad. Interrumpidas alternas	25
1.3.4 Corrientes pulsadas	26
1.3.4.1 Impulsos aislados	28
1.3.4.2 Trenes	28
1.3.4.3 Aplicación mantenida	29
1.4 PARÁMETROS DE LAS FORMAS ONDAS DE ESTIMULACIÓN	29
1.4.1 Frecuencia	29
1.4.2 Amplitud y Ancho de Pulso (PW)	30
1.5 ALTERNATIVA DE DISEÑO PARA EQUIPOS DE ELECTROTERAPIA	31
1.5.1 Diseño con componentes discretos	31
1.5.2 Diseño utilizando sistema monolíticos con procesadores digitales	32

1.6 SEGURIDAD ELÉCTRICA	33
1.6.1 Efectos fisiológicos de la corriente	33
1.6.2 Pruebas de seguridad según normatividad IEC 60601-1	34
2. CARACTERÍSTICAS DE IMPLEMENTACIÓN	37
2.1 CARACTERÍSTICAS DE EQUIPOS ACTUALES	37
2.2 CARACTERÍSTICAS DEL MODELO FUNCIONAL IMPLEMENTADO	40
2.2.1 Corrientes usadas en el equipo de electroterapia	40
2.2.2 TENS bifásica simétrica	41
2.2.3 Tens bifásica asimétrica	41
2.2.4 Tens Rectangular Alternada	42
2.2.5 Tens Rectangular Monofasica	42
2.2.6 VMS	42
2.2.7 Vms Bursts	43
2.3 FRECUENCIA	43
2.4 ANCHO DE PULSO	44
2.5 TIEMPO DE TERAPIA	44
2.6 TIEMPO DE RÁFAGA DE TRATAMIENTO	45
3. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL EQUIPO DE ELECTRO ESTIMULACIÓN SELECCIONADO	47
3.1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ESTIMULADOR	47
3.2 BLOQUE VIRTUAL	48
3.3 MICRO CONTROLADOR	53
3.3.1 Diagrama de bloques y arquitectura del micro controlador	53

3.3.2 Tareas del micro controlador	54
3.3.3 Diagramas de flujo del micro controlador	55
3.4 CONTROL	57
3.5 DRIVER	59
3.6 ETAPA DE POTENCIA	61
3.7 ALIMENTACIÓN	66
3.8 PROTECCIONES	69
3.8.1 Elementos de protección por exceso de corriente	69
4. PRUEBAS Y RESULTADOS	70
4.1 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA VIRTUAL	70
4.2 RESULTADOS OBTENIDOS EN CADA BLOQUE DEL SISTEMA	72
4.2.1 Etapa del Restador	72
4.2.2 Procesamiento de señal en el driver	73
4.2.3 Tensión de salida de la etapa de potencia	74
4.2.4 Señal de salida del sistema para diferentes impedancias	74
4.3 CONTROL DE PARÁMETROS DE SEÑAL	75
4.3.1 Control de frecuencia	75
4.3.2 Control de ancho de pulso (PW)	76
4.3.3 Control de forma de onda	76
4.3.4 Control de polaridad	77
4.3.5 Control del tiempo de rampa	77
4.4 RESULTADOS DE SEGURIDAD	78
4.5 DISEÑO ERGONÓMICO	79

4.5.1 Parámetros del sistema ergonómico virtual	79
4.5.2 Parámetros del sistema ergonómico físico	79
5. CONCLUSIONES	81
6. RECOMENDACIONES	83
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84
BIBLIOGRAFÍA	87
ANEXOS	90

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Estimulación artificial para producir AP	21
Figura 2. Tipos de Estimulación, A es DC, B es AC, C es estimulación pulsada.	22
Figura 3. Corriente continua o galvánica	23
Figura 4. Corriente alterna de baja frecuencia	24
Figura 5. Corriente alterna de alta frecuencia	25
Figura 6. Onda interrumpida alterna de Frecuencia fundamental	26
Figura 7. Corriente galvánica interrumpida	26
Figura 8. Formas de corriente galvánicas interrumpidas	27
Figura 9. Tiempos representativos en los impulsos	27
Figura 10. Impulsos aislados	28
Figura 11. Trenes de impulsos	28
Figura 12. Impulsos con aplicación mantenida	29
Figura 13. Variación de la amplitud y PW para la estimulación de los extensores de la muñeca	31
Figura 14. Efectos del flujo de corriente desde un punto de contacto de la piel a otro	34
Figura 15. Corriente peligrosa del fallo eléctrico derivado de forma segura a tierra a través de una ruta alternativa	35
Figura 16. Estimulador EMPi 300PV MOTIONSTIM 8,	38
Figura 17. Sistema Estimulador MOTIONSTIM 8	38
Figura 18. Forma de onda señal TENS Bifásica Simétrica	41
Figura 19. Forma de onda señal TENS Bifásica Asimétrica	41
Figura 20. Forma de onda señal TENS Bifásica Asimétrica	42
Figura 21. Forma de onda señal TENS Rectangular monofásica	42

Figura 22. Forma de onda señal VMS	43
Figura 23. Forma de onda señal VMS Burst	43
Figura 24. Perilla de frecuencia en la interfaz de Labview	44
Figura 25. Perilla de ancho de pulso en la interfaz de Labview	44
Figura 26. Perilla de tiempo de terapia en la interfaz de Labview	45
Figura 27. Perilla de tiempo de ciclo ráfaga en la interfaz de Labview	46
Figura 28. Diagrama de bloques del modelo funcional del electroestimulador	47
Figura 29. Diagrama de bloques de la tarjeta DAQ6009	49
Figura 30. Diagrama de comunicación entre la tarjeta DAQ 6009 y el microcontrolador y protocolo del Multiplexor en tiempo de los parámetros de señal	50
Figura 31. Bloque de programación en Labview del protocolo multiplexación en tiempo de los parámetros de señal	51
Figura 32. Estructura de programación de la creación de los pulsos de interrupción para el microcontrolador	52
Figura 33. Bloques lógicos de la estructura para controlar el tiempo de tratamiento	52
Figura 34. Diagrama de bloque de la Tiva TM4C123G	54
Figura 35. Protocolo de recepción de datos en el microcontrolador	55
Figura 36. Diagrama de flujo de la lógica del microcontrolador	56
Figura 37. Diagrama de flujos del protocolo de Interrupciones	56
Figura 38. Diagrama de conexiones del potenciómetro digital y arduino,	57
Figura 39. Amplificador con ganancia unitaria de la etapa de restador	58
Figura 40. Comunicación SPI del MCP4010	59
Figura 41. Driver o buffer de entrada	60
Figura 42. Simulación en la herramienta Pspice de onda de salida del TL062 del driver	61
Figura 43. Espejo de corriente de Wilson	63

Figura 44. Simulación en la herramienta Pspice de los pulsos de corrientes de salida de la etapa de potencia para tres diferentes impedancias 1K Ω , 800 Ω , 300 Ω	64
Figura 45. Simulación en la herramienta Pspice del pulso de tensión en la salida de la etapa de potencia para diferentes impedancias A) R =1K Ω , B) 800 Ω , C) 300 Ω	65
Figura 46. Circuito implementado de Transconductancia	66
Figura 47. Circuito de alimentación para la etapa de potencia	67
Figura 48. Simulación en la herramienta Pspice de las tensiones entregada por la etapa de alimentación	68
Figura 49. Implementación del regulador 7805 para 5v Fuente: adaptado de National semiconductor. LM78XX-SLVS056J	68
Figura 50. Plataforma virtual de funciones en Labview	71
Figura 51. Recepción y almacenamiento de datos en el microcontrolador	71
Figura 52. Tarjeta del modelo funcional de electroterapia	72
Figura 53. Señal de tensión en la salida de la etapa del restador	73
Figura 54. Señal de tensión en la salida de los amplificadores de la etapa del driver	73
Figura 55. Señal de salida total del sistema en un canal	74
Figura 56. Señal de tensión de la salida total del sistema en un canal para dos impedancias distintas	75
Figura 57. Control de frecuencia en la señal de salida total del sistema	76
Figura 58. Control del ancho de pulso en la salida total del sistema	76
Figura 59. Control de forma de onda en la señal de salida total del sistema	77
Figura 60. Control de polaridad de la señal monofásica en la salida total del sistema	77
Figura 61. Control del tiempo de rampa en la salida total del sistema	78
Figura 62. Ensamble total del Modelo funcional de electroterapia	80
Figura 63. Diseño ergonómico del modelo funcional	80

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Rango de Frecuencias	30
Tabla 2. Características principales de diferentes equipos de electroterapia comerciales	39
Tabla 3. Selección del micro controlador	53
Tabla 4. Resultados de las pruebas de seguridad electromédica IEC60601	78

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Manual de usuario del modelo funcional.	90

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE ELETROTERAPIA UNIVERSAL BASADO EN LABVIEW^{*}

AUTORES: ANDRES FABIAN MORENO BARROSO
MIGUEL ANGEL CALDERON ESTRADA^{**}

PALABRAS CLAVE: ELECTROTERAPIA, ELECTROESTIMULACIÓN, TENS, TERAPIA

DESCRIPCIÓN:

Este proyecto describe el diseño y construcción de un modelo funcional de electroterapia universal basado en el entorno gráfico de programación y automatización LABVIEW.

La electroterapia es utilizada como técnica terapéutica en la rehabilitación de patologías musculares, las formas de onda pulsadas son las más usadas para estos tratamientos, para generar estas señales se usó Labview el cual es un entorno de programación gráfica, en base a esta herramienta se diseña la interfaz en la que el usuario va a interactuar con el sistema, donde puede establecer la forma de onda para la terapia y ajustar cada parámetro que requiera para el tratamiento como amplitud, frecuencia, ancho de pulso, tiempo de terapia entre otros parámetros que requiera el usuario en el tratamiento.

El modelo funcional presentado en este trabajo se puede utilizar en electroterapia con corrientes pico máximo de 120 mA y con forma de onda en especial corrientes pulsadas, que son las formas de onda especiales para la electroestimulación funcional (FES). Puede programar un ciclo completo de terapia conforme lo necesite el usuario, su diseño tuvo como premisas el enfoque a la investigación, de manera que sea amable con el usuario frente a ajustes futuros, el cumplimiento de la norma técnica internacional (NTC-IEC 60601), lo cual es un factor importante en la posible comercialización.

^{*} Trabajo de Grado

^{**} Facultad de Ingenierías fisicomecánicas, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y de telecomunicaciones, Director, Daniel Sierra B, Codirector, Jorge Quintero M.

SUMMARY

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A UNIVERSAL ELECTROTHERAPY EQUIPMENT BASED ON LABVIEW*

AUTHORS: ANDRES FABIAN MORENO BARROSO
MIGUEL ANGEL CALDERON ESTRADA**

KEYWORDS: ELECTROTHERAPY, APN, NEUROPROSTHESES

DESCRIPTION:

This project describes the design and construction of a functional model of universal electrotherapy based in the graphical programming environment an automation LABVIEW.

The electrotherapy is used as a therapeutic technique in the rehabilitation of muscular pathologies, Pulsed waveforms are the most used for these treatments to generate these signals we used Labview, which is a graphical programming environment, to design the interface which the user is going to interact with the system, Based on this tool is designed the interface in which the user is going to interact with the system, where user can set the waveform for therapy and adjust each parameter required for treatment like amplitude, frequency, pulse width, therapy time among others parameters that the user requires in the treatment.

The functional model presented in this work can be used in electrotherapy with maximum peak currents of 120 mA and with waveform in particular pulsed currents, which are special waveforms for functional electrostimulation (FES). You can schedule a full therapy cycle as needed by the user, Its design had as premises the approach to research, So that it is friendly with the user against future adjustments, compliance with the international technical standard (NTC-IEC 60601), Which is an important factor in the possible commercialization.

* Grade work

** ability of Engineering physique Mechanics, School Electric, Electronic and Telecommunications engennering, Directors, Daniel Sierra B, Codirectors, Jorge Quintero M.

INTRODUCCIÓN

La pérdida parcial de la capacidad de movimiento de una o más partes del cuerpo, también conocidas como parálisis, son causadas por anomalías o alteraciones del sistema neuromuscular. Una parte de estas enfermedades son causadas por trastornos que afectan el sistema nervioso central, un resultado común de estas lesiones muestra que las neuronas motoras inferiores, que inervan los músculos, no reciben el estímulo necesario para el movimiento del músculo (Popovic y Thrasher, 2004), por ende la estimulación eléctrica se aplica a estas neuronas para crear de manera artificial estos impulsos.

La electroterapia se ha utilizado para generar artificialmente los estímulos de las funciones motoras del cuerpo en las neuronas, también ha sido muy útil en tratamientos para el dolor, fortalecimiento muscular, entre otros (Jose M. Rodriguez, 2000). Muchos equipos de electro estimulación que hoy existen han sido diseñados para un propósito específico y limitan el uso en otros tratamientos (ualberta, 2010). Se ha sugerido la creación de un equipo de electroterapia que pueda usarse en distintas aplicaciones.

Este libro especifica las características de diseño y los pasos a seguir para construir un modelo funcional que sea amigable con el usuario, que posea una interfaz gráfica para facilitar la interacción del fisioterapeuta, y contenga las corrientes de estimulación eléctrica funcional (FES) más generales para los diferentes tipos de tratamientos terapéuticos.

En el primer capítulo se exponen los fundamentos de electrofisiología, los efectos que se presentan en el tejido humano al inyectar corrientes eléctricas de pulsos

rectangulares con diferentes frecuencias y anchos de pulsos, a su vez se mencionan los diferentes tratamientos en los cuales son usados.

En el segundo capítulo se especifican las características del sistema implementado que se tuvieron en cuenta para el desarrollo del sistema, precisando las formas de onda, rangos de frecuencia, ancho de pulso, amplitud y tiempos de terapia.

En el tercer capítulo se menciona los requerimientos que se tuvieron en cuenta para el diseño del modelo funcional, y las soluciones que se establecieron para cumplir con cada uno de los objetivos.

Por último, se exponen las conclusiones evidenciando los resultados obtenidos en características normales de operación del modelo, especificando como se realizaron las diferentes mediciones, este trabajo cuenta con manual de usuario (véase el anexo A).

1. ESTUDIO PRELIMINAR

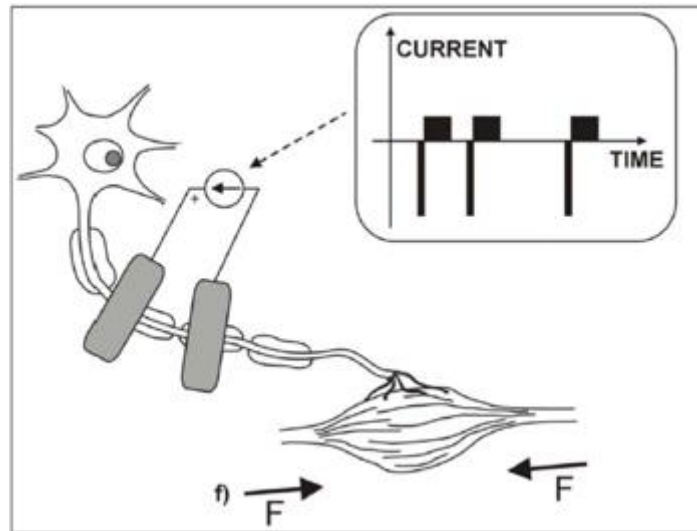
1.1 DESCRIPCIÓN GENERAL FISIOLÓGICA

La célula contiene información que se codifica y es transmitida como un impulso eléctrico llamado potencial de acción (AP), que representa un cambio de potencial eléctrico en la célula, aproximadamente de 80 [mV]. Los AP pueden ser generados artificialmente mediante la inducción de la carga eléctrica en la célula nerviosa o nervio axón. La intensidad de la señal transmitida es directamente proporcional a la frecuencia de los AP que se producen en el axón por unidad de tiempo. Cuando los AP se generan usando estimulación eléctrica y se utilizan para producir una función del cuerpo no voluntaria, se le conoce como Estimulación eléctrica funcional (FES) (Popovic y Thrasher, 2004). Durante la FES, por cada AP que se propaga hacia el final del axón que está inervando un músculo (propagación ortodrómica) un AP se va a propagar en sentido contrario hacia el cuerpo celular (propagación antidrómica) (Bárbara Hernández, Marta Brown, Judith Cañizarez, Mercedes Collazo y María Corona, 2004).

La FES busca propagación ortodrómica ya que genera contracciones musculares con el fin de producir la función muscular deseada. Después de un accidente cerebrovascular o una lesión de la médula espinal los cuerpos celulares no reciben las entradas apropiadas ni los AP adecuados del sistema nervioso central, por lo tanto, la inhibición de la función muscular.

La FES sustituye esta función mediante la generación artificial de AP requerido para producir una estimulación deseada de los miembros del músculo, como se evidencia en la figura [1] (Popovic y Thrasher, 2004).

Figura 1. Estimulación artificial para producir AP



Fuente: POPOVIC, P. y THRASHER, A. Encyclopedia of biomaterials and biomedical engineering (vol.3) 2009

1.2 BREVE HISTORIA

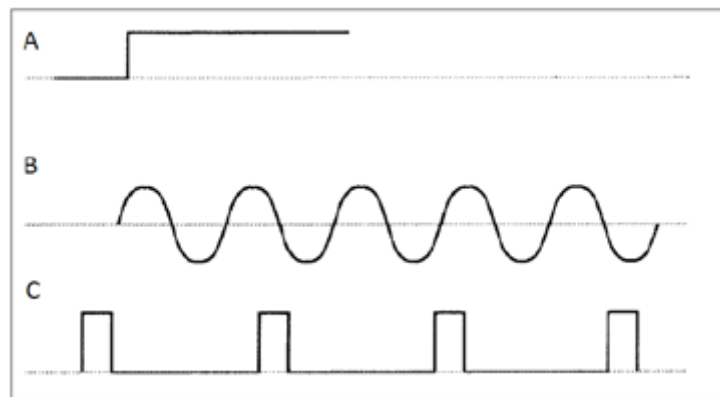
El uso de la estimulación eléctrica para producir alguna función deseada no es un procedimiento nuevo. En 1790 LUIGI GALVANI observó por primera vez fenómenos al aplicar energía en los músculos de las extremidades inferiores de una rana muerta, y en 1831 MICHAEL FARADAY demostró que las corrientes eléctricas podrían estimular las células para ejercer pequeños movimientos. Unos de los primeros experimentos aplicando el uso de la corriente eléctrica para la función muscular fue la estimulación del nervio peroneo de la pierna, buscando corregir la inclinación anormal del pie en personas con hemiplejía relacionadas con accidentes cerebrovasculares (German Castillo y Ricardo Suarez, 2007).

1.3 CARACTERÍSTICAS DE ESTIMULACIÓN

Los sistemas FES utilizan señales eléctricas para activar las fibras nerviosas y músculos con el fin de realizar las funciones deseadas. Estas señales se pueden caracterizar en términos de forma, frecuencia, ancho de pulso (PW) y la amplitud. El control de los parámetros de estimulación que se varían en función del tiempo y los patrones generales de estimulación son aspectos claves para estimuladores personalizados.

1.3.1 Formas De Onda De Estimulación Com se observa en la figura [2], existen distintas ondas de corriente que se usan para excitaciones neuronales. En general estas formas de ondas se pueden resumir en corrientes continuas (DC), corrientes senoidales (AC) y corrientes pulsadas (C).

Figura 2. Tipos de Estimulación, A es DC, B es AC, C es estimulación pulsada.

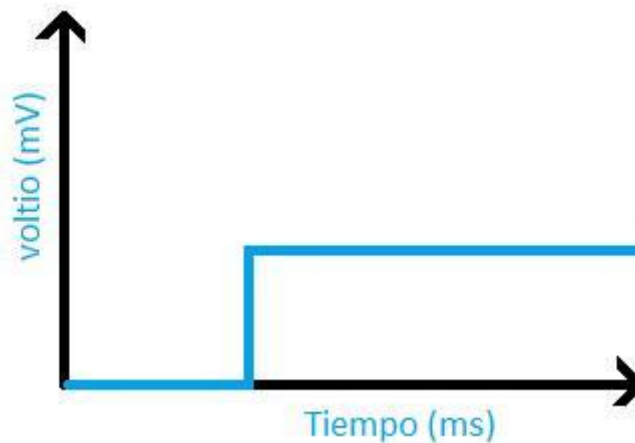


Fuente: HAMID, S. T NeuroMuscular Electrical Stimulation. Pratical Guide (4th ed). 2006

1.3.2 Flujo constante o corriente continua Consiste en una aplicación de corriente continua en el cuerpo, como se muestra en la figura [3], donde se aumenta la intensidad lentamente a velocidad constante, se mantiene esa intensidad y la polaridad durante la sesión de terapia.

Las ondas continuas son usadas en aplicaciones clínicas como: Tratamiento de la circulación sanguínea, la electrolisis, tratamiento de la neuralgia y como una herramienta para la iontoforesis (transferencia de iones a través de la piel) (Popovic y Thrasher, 2004). Debido a que gran porcentaje de esta corriente se transmite en calor, no es adecuado aplicarlas por largos periodos de tiempo porque podría producir quemaduras en el paciente.

Figura 3. Corriente continua o galvánica



Es importante resaltar que este tipo de corriente no posee frecuencia ni periodo, y al tener una polaridad constante los electrones saldrán por el electrodo negativo (ánodo) y entran por el positivo (cátodo), de esta manera se cierra el circuito y las cargas se distribuyen por el cuerpo.

“Esta corriente, provoca efectos electrolíticos y electroforéticos sobre el organismo, es una de las corrientes más importantes como generadoras de aporte energético al metabolismo.” (Rodriguez, J. 2000)

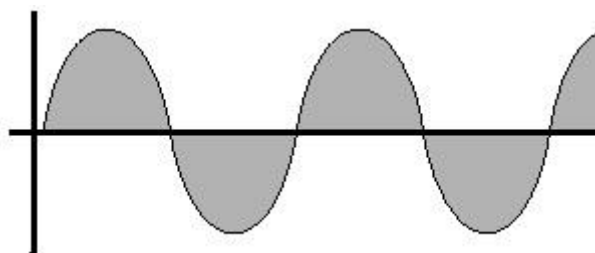
1.3.3 Forma de Onda AC, Alternas. “Si aplicamos sin interrupciones una corriente eléctrica, con alternaciones rítmicas en su polaridad, obtendremos una

serie de corrientes llamadas *alternas*” (Rodriguez, J. 2000) este tipo de onda se caracterizan porque sus parámetros son homogéneos y repetitivos que se mueve en una dirección y luego en la dirección contraria.

Clasificamos estas corrientes en tres grupos básicos:

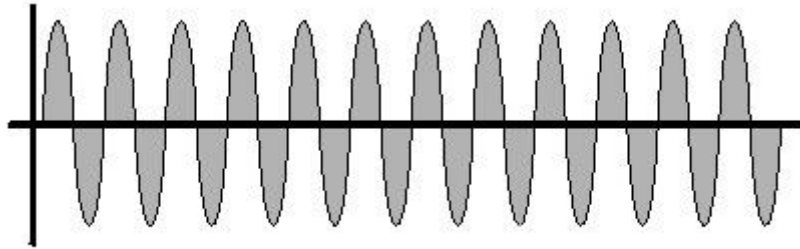
- Baja frecuencia: Poseen frecuencias comprendidas entre 0 a 1 [KHz] como se observa en la figura [4].
- Media frecuencia: Se encuentran comprendidas entre 1 [KHz] a 500 [KHz] (utilizados desde 2 [KHz] hasta 10 [KHz]). Aunque en esta banda al parecer no se producen demasiados efectos terapéuticos
- Alta frecuencia: corresponden a las frecuencias que van desde 500 [KHz] como se observa en la figura [5], hasta el límite de los ultravioletas tipo B y C. Al aumentar la frecuencia de la corriente la impedancia de los tejidos baja su resistencia al paso de la corriente, es por ello que en estas frecuencias se caracteriza los efectos calóricos sobre los tejidos de la materia viva, puesto que “los tejidos se convierten en bastante buenos conductores” (Rodriguez, J. 2000).

Figura 4. Corriente alterna de baja frecuencia



Fuente: RODRÍGUEZ, J. Electroterapia en fisioterapia España: editorial médica panamericana. 2000

Figura 5. Corriente alterna de alta frecuencia



Fuente: RODRÍGUEZ, J. Electroterapia en fisioterapia España: editorial médica panamericana. 2000

Al igual que las Corrientes DC, las formas de onda AC no suelen usarse en electroterapia, a menos que se envíen en paquetes (con espacios de reposo entre cada envoltura). La estimulación sinusoidal de baja frecuencia es eficaz para activar los músculos denervados.

1.3.3.1 Flujo interrumpido e invirtiendo la polaridad. Interrumpidas alternas

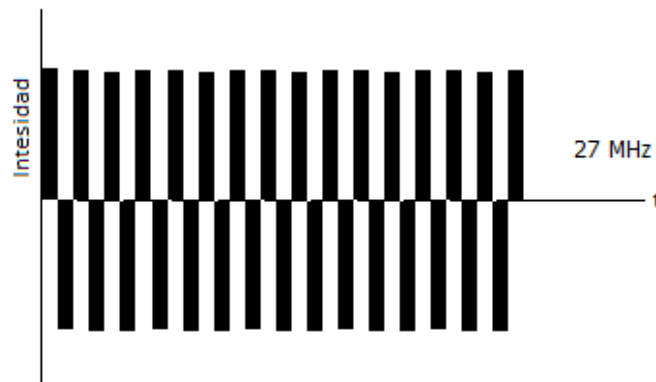
Estas corrientes son del tipo alternas con la diferencia que a éstas se le hacen interrupciones o espacios de reposos largos en su aplicación, de manera que se obtienen tramos de corriente alterna con alternación de polaridad pero como “paquetes pulsos”, o “trenes de onda” (Rodriguez, J. 2000).

Estas corrientes que se obtienen así, son importantes en aplicaciones de pequeños estimuladores del sistema nervioso sensitivo (técnica de T.N.S estimulación nerviosa transcutánea), con fines analgésicos (Graciela, M. 2014).

“Más que aplicar nuevas corrientes con esta modalidad de alternas interrumpidas, se aplican las ya existentes de nuevas maneras. Por ejemplo, ya que se están comercializando equipos de termoterapia, que ofrecen:

- A. En la figura [6] se observa una señal interrumpida alterna de frecuencia fundamental (27 MHz, 2450 MHz)

Figura 6. Onda interrumpida alterna de Frecuencia fundamental



1.3.4 Corrientes pulsadas Las corrientes pulsadas han contribuido con eficiencia a las actuales aplicaciones FES como la estimulación nerviosa eléctrica transcutánea (TENS) para el tratamiento del dolor y estimulación eléctrica neuromuscular (NMES) para el fortalecimiento muscular. Este tipo de corriente es el resultado de aplicar una corriente continua manteniendo su polaridad desde un principio, pero se realizan interrupciones en su intensidad, estas interrupciones se pueden observar en un gráfico de tiempo produciendo la forma de señal deseada. Figura [7]

Figura 7. Corriente galvánica interrumpida

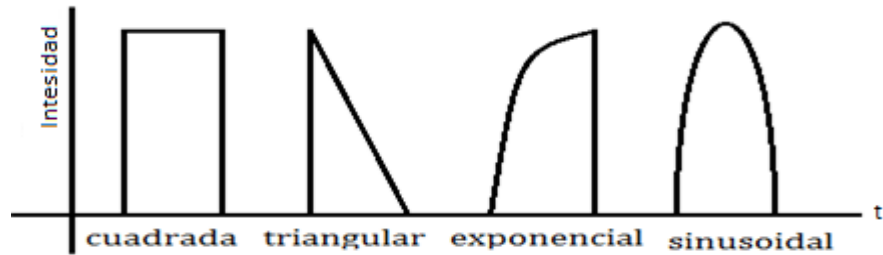


Fuente: RODRÍGUEZ, J. de Electroterapia en fisioterapia España: editorial médica panamericana. 2000

A estas formas resultantes de ondas que se muestran en la figura [8]. Se conocen como impulsos, los cuales poseen los siguientes parámetros básicos que se describen en la figura [9].

A. Forma

Figura 8. Formas de corriente galvánicas interrumpidas

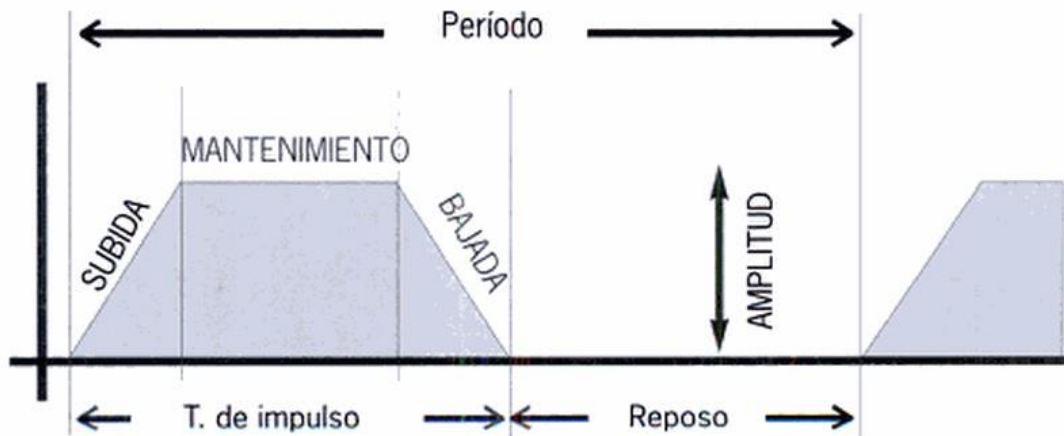


B. Tiempos de duración del impulso.

C. Tiempo del reposo entre impulsos.

D. Periodo.

Figura 9. Tiempos representativos en los impulsos



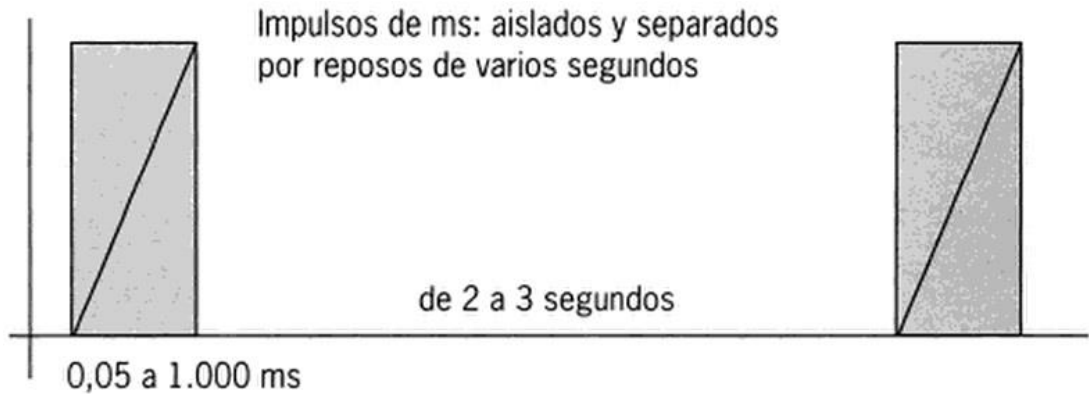
Fuente: RODRÍGUEZ, J. Electroterapia en fisioterapia, España: editorial médica panamericana. 2000

La mayoría de las aplicaciones FES se realizan usando corrientes pulsadas para la estimulación, Las formas de pulso comúnmente utilizadas son rectangulares, que se eleva abruptamente, se mantiene a una amplitud constante durante un período determinado de tiempo y luego cae abruptamente.

Existen distintas formas de utilizar estas corrientes:

1.3.4.1 Impulsos aislados Se puede observar impulsos con tiempos de reposo muy largos comparados con los tiempos de mantenimiento. (Electro estimulación motora con impulsos cuadrangulares o de subida progresiva). Figura [10].

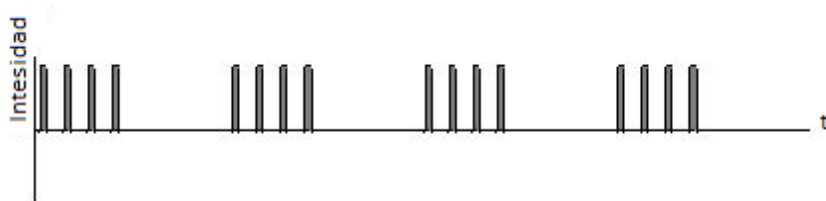
Figura 10. Impulsos aislados



Fuente: RODRÍGUEZ, J. Electroterapia en fisioterapia, España: editorial médica panamericana. 2000

1.3.4.2 Trenes Son impulsos agrupados con tiempos de reposo pequeños. Figura [11] (Faradización).

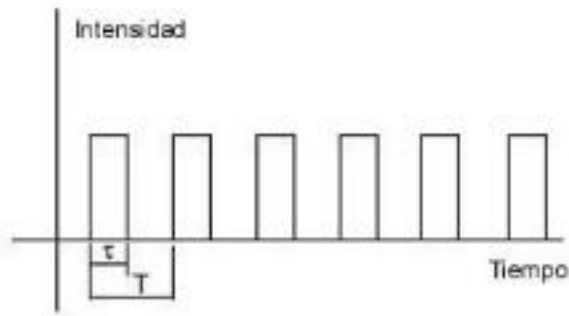
Figura 11. Trenes de impulsos



Fuente: RODRÍGUEZ, J. Electroterapia en fisioterapia, España: editorial médica panamericana. 2000

1.3.4.3 Aplicación mantenida Son impulsos en secuencia con un tiempo de reposo constante que dan una sensación de repetición (Siempre con la misma frecuencia). Figura [12].

Figura 12. Impulsos con aplicación mantenida



Fuente: RODRÍGUEZ, J. Electroterapia en fisioterapia, España: editorial médica panamericana. 2000

1.4 PARÁMETROS DE LAS FORMAS ONDAS DE ESTIMULACIÓN

Como se describe en la Sección 1.3.1, la estimulación eléctrica se puede efectuar a través de diferentes tipos de formas de onda que funcionan mejor en aplicaciones particulares. En los sistemas modernos de FES, la forma de onda más utilizada es la corriente pulsada. Adicional al patrón de forma general del pulso, todas estas formas de onda tienen una frecuencia, amplitud y ancho de pulso (PW) que se puede modificar para obtener resultados específicos en las aplicaciones deseadas.

1.4.1 Frecuencia La frecuencia se refiere a la cantidad de pulsos producidos por segundo durante la estimulación y se indica en unidades de Hercios (Hz) o PPS (pulsos por segundo), la frecuencia utilizada en la estimulación eléctrica puede variar dependiendo del objetivos que se quiere lograr en la aplicación, debido a que la frecuencia de la señal de estímulo influye directamente en la fuerza y la

calidad de la respuesta locomotora. Por lo tanto las repeticiones de los impulsos están directamente relacionados con la velocidad de la producción de AP de las fibras.

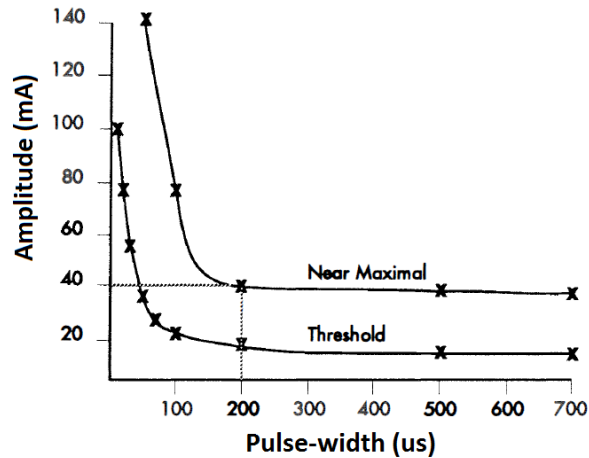
Se han establecido los rangos específicos de frecuencia de estimulación para las aplicaciones en las que funcionan mejor. Estos rangos de frecuencia se han resumido en la tabla [1].

Tabla 1. Rango de Frecuencias

Aplicaciones	Rango de Frecuencia (Hz)
Neuromuscular	20-50
Reducción de Espasmos y Relajación	1-3
Aumento del flujo sanguíneo	7-9
Resistencia	10-20
Hipertrofia	50-70
Fuerza	75-100
Fuerza explosiva	101-120

1.4.2 Amplitud y Ancho de Pulso (PW) La amplitud y ancho de pulso (PW) de la señal de estímulo deben ser lo suficientemente intensa para alcanzar el umbral del tejido excitable para generar AP. En los sistemas FES actuales los valores típicos para PW son entre 50 [µs] y 800 [µs], si el PW es menor, se requieren mayores amplitudes para alcanzar el umbral necesario de despolarización. Los estimuladores que proporcionan control de amplitud y PW se encuentran con mayor frecuencia en unidades diseñadas para el tratamiento del dolor, pero a veces también se encuentran en los sistemas de estimulación neuromuscular. La figura [13] muestra la amplitud vs relación PW para el umbral límite de excitación cerca de la contracción muscular máxima y la respuesta motora.

Figura 13. Variación de la amplitud y PW para la estimulación de los extensores de la muñeca



Fuente: HAMID, S. NeuroMuscular Electrical Stimulation. Pratical Guide (4th ed.). 2006

Estos datos se recolectaron de la estimulación de los extensores de la muñeca usando electrodos superficiales, con una frecuencia de 32 Hz y un estimulador de corriente constante (Castillo, G. y Suarez, R. 2007).

1.5 ALTERNATIVA DE DISEÑO PARA EQUIPOS DE ELECTROTERRAPIA

Para el diseño de un electroestimulador se tiene distintas alternativas que se pueden clasificar en dos grupos: sistemas discretos y sistemas monolíticos.

1.5.1 Diseño con componentes discretos Para la construcción de este tipo de dispositivos se emplean diferentes componentes pasivos y activos como resistores, condensadores, inductores y transformadores, estos dos últimos suelen ser un problema ya que deterioran la señal (pulso de corriente) generan interferencia y desestabilizan el funcionamiento del sistema. Por este motivo, los diseñadores suelen minimizar o eliminar su empleo (Angel Gomez y Mukoil Zapata, 2003).

En la elaboración de este tipo de diseños existen algunas limitaciones relacionadas con la selección y complejidad de las componentes empleadas que repercuten en un mayor grado de tolerancia así como también derivas térmicas y temporales, interferencias y ruidos entre otras.

En general este tipo de diseño está conformado por los siguientes bloques funcionales

- Bloque de control
- Bloque de conformación de ondas
- Bloque de salida

Estos bloques en grandes rasgos están conformados en redes R-C para controlar los tiempos de estimulación así como también están conformadas por circuitos integrados (CI) en sus diferentes configuraciones, como oscilador para manipular el ancho de pulso (PW) y selectores para configurar el modo a operar (continuo, intermitente y mixto) entre otros componentes seleccionados para cada actividad en específico (Webster Jhon, 1993)

1.5.2 Diseño utilizando sistema monolíticos con procesadores digitales En este caso generalmente el núcleo central del estimulador está formado por un procesador de propósito general o específico (micro controlador o DSP). En la memoria de este procesador se almacena una o varias máscaras de la señal a emplear durante la estimulación. De modo que variando sus intervalos de lectura a partir de la base de tiempo interna (cristal de cuarzo y divisores de frecuencia) se logra el control del modo de estimulación y las diferentes frecuencias de trabajo. Generalmente las muestras se llevan a un conversor digital – analógico (D/A) o se llevan a una salida digital que controlara la amplitud con un potenciómetro digital. Para distribuir a los diferentes canales de salida.

Una de las mayores ventajas de esta alternativa es el aumento del rango de confiabilidad del sistema monolítico, la baja dependencia del sistema con las derivas térmicas y temporales al almacenar los datos que conforman las máscaras en las memorias del programa, el efectivo control de los parámetros de estimulación (amplitud, PW, fase, formas de onda, etc.) sin tener distorsión en los resultados. Como principal desventaja en este tipo de diseño puede señalarse la limitación de la memoria para el almacenamiento de las máscaras de datos de las diferentes señales (Angel Gomez y Mukoil Zapata, 2003).

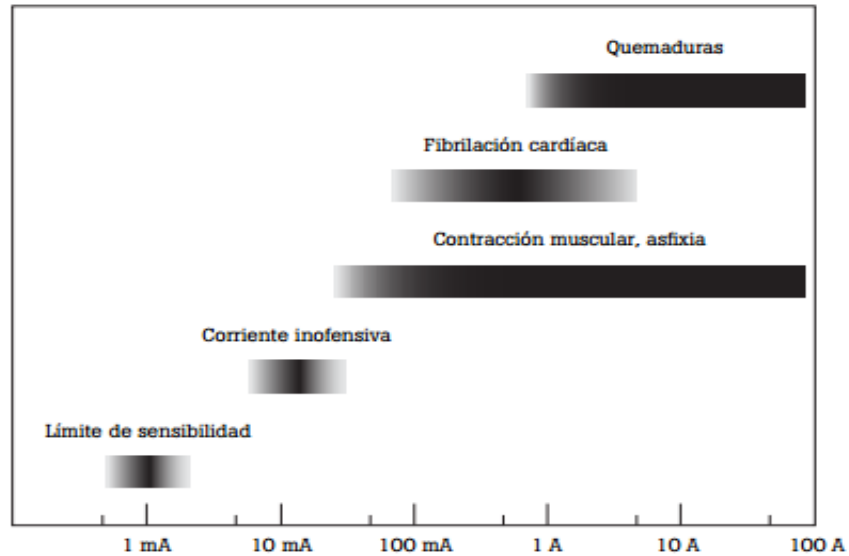
1.6 SEGURIDAD ELÉCTRICA

Todos los instrumentos biomédicos se diseñan pensando en que reúnan los requerimientos mínimos de seguridad para el personal que los manipula y los pacientes que son tratados con dichos instrumentos. Dichos equipos se alimentan de la línea de tensión de la red eléctrica o de alimentación interna en caso de utilizar baterías, por lo general estos dispositivos se conectan al paciente por medio de electrodos o cables; en algunas ocasiones existen conexiones directas al corazón por medio de un conductor activo. Una descarga eléctrica liberada puede generar lesiones físicas en el paciente o incluso la muerte, por eso es importante cumplir los estándares de seguridad en el equipo de electroterapia (Thevenet, D. 2008).

1.6.1 Efectos fisiológicos de la corriente Los efectos fisiológicos derivados de una descarga eléctrica van desde sensaciones de cosquilleo hasta quemaduras graves y electrocución. El tejido humano excitable es muy sensible a la corriente eléctrica en el rango de frecuencia de los sistemas de distribución eléctrica en todo el mundo (de 50 o 60 Hz).

En la figura [14] se resume algunos rangos aproximados de corriente que producen efectos en una persona de 70 kg para una exposición de 1 a 3 segundos de una corriente de 60 Hz aplicada a las manos.

Figura 14. Efectos del flujo de corriente desde un punto de contacto de la piel a otro



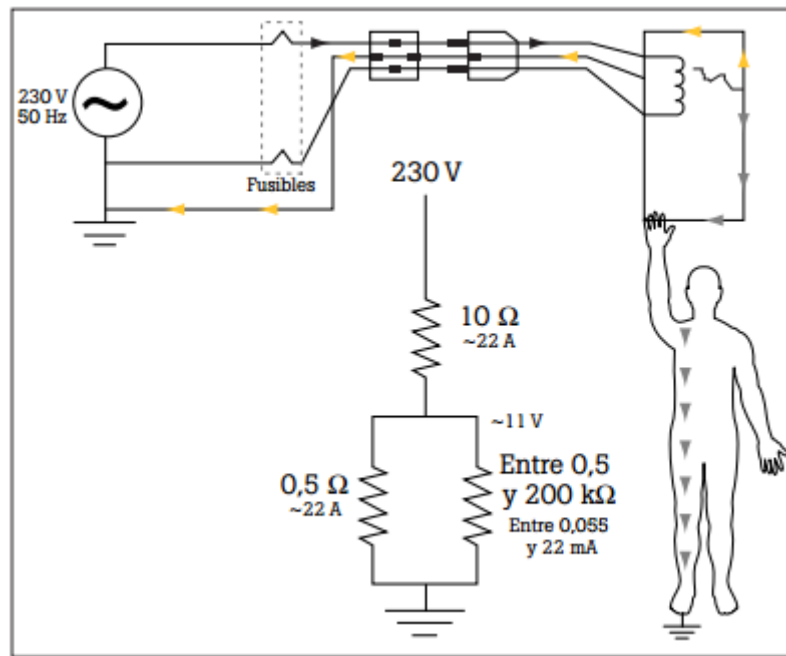
Fuente: MOMPIN, J. Introducción a la Bioingeniería. Barcelona: editorial Marcombo S.A1980

1.6.2 Pruebas de seguridad según normatividad IEC 60601-1 La reglamentación referente a seguridad eléctrica en equipos electro-médicos del Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos (INVIMA) no es lo más suficiente, por ello el Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación (ICONTEC) adoptó las normas internacionales como la NTC-IEC 60601-1. Quizás son las normas más aceptadas a nivel mundial, y en este caso a la fecha tiene la norma más reciente que incluye mayor seguridad al considerar los más recientes adelantos tecnológicos.

Una de las principales normas de seguridad es la puesta a tierra para equipos médicos. Se utiliza la puesta a tierra del conductor externo del equipo (chasis)

para desviar cualquier corriente de fallo hacia la tierra y no hacia el paciente o fisioterapeuta. En la figura [15] se observa una corriente peligrosa de un fallo eléctrico fluyendo de forma segura a tierra a través de una ruta alternativa. La puesta a tierra solo es efectiva si ofrece rutas a tierra de baja resistencia en el orden de décimas de ohmio (Fluke, 2014).

Figura 15. Corriente peligrosa del fallo eléctrico derivado de forma segura a tierra a través de una ruta alternativa



Fuente: SUPPORT FLUKE Corriente peligrosa del fallo eléctrico derivado de forma segura a tierra a través de una ruta alternativa [en línea] disponible en: http://support.fluke.com/Biomedical/Asset/9460539_ENG

Las pruebas de seguridad eléctrica básicas incluyen:

- Inspección visual de los cables, enchufes y conectores
- Medición de la resistencia del cable de masa
- Medición del aislamiento entre los terminales de paciente y el chasis

La principal norma para los equipos médicos es la IEC 60601. Los requerimientos generales para la protección contra peligros de electrocución se tratan en IEC 60601.1, Sección 3; y se determina básicamente realizar las siguientes pruebas (Salazar, A. 2013):

Tensión de Red: mide el voltaje en RMS de la red con el equipo desconectado de ella.

Resistencia a tierra: mide la resistencia que hay ente la partes conductoras expuestas del equipo y tierra.

Corriente de fuga a tierra: se enciende el equipo en configuración básica y se mide la corriente que fluye en el circuito de tierra.

Corriente de fuga de la envolvente: se enciende el equipo en configuración básica y se mide la corriente que fluye entre la parte conductora externa del equipo y la conexión a tierra.

2. CARACTERÍSTICAS DE IMPLEMENTACIÓN

Todos los equipos de electroterapia comerciales cuentan con ciertas características que los identifican y diferencian de sus enfoques y funcionalidades. Cada una de esas especificaciones hace dicho equipo especial para tratar algo en particular que el fisioterapeuta considere necesario en el paciente, por ejemplo, algunos equipos están diseñados para permanecer fijos en una habitación, otros en cambio son más portables y pequeños. En este apartado mostraremos las más relevantes características de estos dispositivos y las que se van a implementar.

2.1 CARACTERÍSTICAS DE EQUIPOS ACTUALES

Actualmente existen múltiples equipos de electro estimulación con diferentes características tanto de hardware como el diseño de software, un ejemplo de estos equipos es el *300PV* desarrollado por EMPi, mostrado en la figura [16], es un equipo de dos canales, es un dispositivo de estimulación neuromuscular portátil para electroterapia multifunción (EMPi, 2010). El *300PV* genera bajo nivel de estimulación eléctrica puesto que su objetivo es producir la contracción muscular. Los parámetros ajustables (como el de la mayoría de equipos) son la selección de la forma de onda, frecuencia del pulso y el ancho de pulso.

Figura 16. Estimulador EMPi 300PV MOTIONSTIM 8,



Fuente: MEDEL Estimulador EMPi 300PV MOTIONSTIM 8, 2010 [en línea] disponible en: <http://www.medel-hamburg.de/>

El estimulador que se muestra en la figura [17], se conoce como *MOTIONSTIM 8* desarrollado por Medel, es un sistema de estimulación superficial FES (Medel, 2010). Se pretende que funcione como un sistema genérico de FES, ser capaz de crear los programas de estimulación con el software apropiado. Tiene un teclado con una pantalla para elegir un programa de estimulación. A pesar de que el estimulador puede ser programado, se requiere un gran soporte de ingeniería en el desarrollo de un programa de estimulación personalizado. Además, el producto está diseñado para ser portátil, pero con su peso, dimensiones, conector y cableado de hacerlo poco práctica como un sistema portátil.

Figura 17. Sistema Estimulador MOTIONSTIM 8



Fuente: MEDEL, Sistema Estimulador MOTIONSTIM 8 2010, [en línea] disponible en: <http://www.medel-hamburg.de/>

Se puede seguir mencionando otros equipos de electro estimulación que hoy existen en el mercado, con el objetivo de resumir se realizó una tabla que muestra los valores de las características más importantes de diferentes dispositivos de electroterapia de diferentes desarrolladores que están en el mercado.

Tabla 2. Características principales de diferentes equipos de electroterapia comerciales

Equipo	# Canales	Amplitud (mA)	Ancho de Pulso (μ s)	Frecuencia	Formas de Onda
Bionic Glove	4	25-35	50-200	20-30	Corriente constante Rectangular Bifásica/Asimétrica
NESS H200	5	+ 150	10-500	18 o 36	Voltaje constante Sinusoidal (11Khz) Bifásica/Simétrica
ODFS Pace	1	20-100	7-365	40	Voltaje Constante Bifásica Simétrica/Asimétrica
NESS L300	1	0-80	100, 200, 300	20-45	Corriente Constante Bifásica Simétrica/Asimétrica
WalkAide	1	115 a 500 Ω 78 a 1K Ω	50-250	16,7-33	Voltaje Constante Bifásica/Asimétrica
Parastep	6	0-300	150	24-25	Corriente Constante Bifásica/Simétrica
300PV	2	0-100	50-400	35-100	Corriente Constante Dos picos, mono/bifásica Simétrica/Asimétrica
Motionstim8	8	0-125	10-500	1-99	Corriente Constante Rectangular Bifásica/Simétrica
Compex2	4	0-125	75-16	1-100	Corriente Constante Rectangular Bifásica/Simétrica
Compex3	4	0-120	30-400	1-150	Corriente Constante Rectangular Bifásica/Simétrica

Equipo	# Canales	Amplitud (mA)	Ancho de Pulso (μ s)	Frecuencia	Formas de Onda
Freehand	8	2,5-20	0-200	16	Corriente Constante Rectangular Bifásica/Asimétrica
NeuRX DPS RA/4	5	5-25	50-200	5-20	Corriente Constante Bifásica
Intelect Leyenda Sistema XT	2	80-110	20-1000	1-250	Tens, Interferencial, Corriente pulsada de alto voltaje, Diadinamicas, Premodulada, Rusa y Burst.

En la tabla [2] se puede observar la lista de los equipos que se investigaron, para cada uno se tiene el número de canales con el que cuenta, el rango de amplitud de la corriente, los anchos de pulsos y la frecuencia.

Se observa que algunas cuentan con características similares, el desarrollador más conocido es Chattanooga, cuenta con diferentes versiones de equipos médicos comerciales, el diseño de este equipo se basó especialmente en el *Intelect Leyenda Sistema XT* del cual se tomaron las diferentes características a implementar.

2.2 CARACTERÍSTICAS DEL MODELO FUNCIONAL IMPLEMENTADO

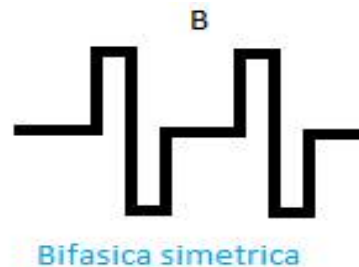
Las características principales del equipo son ajustables, esto quiere decir que el fisioterapeuta que va a interactuar con la máquina (el PC) puede ajustar todos los parámetros para la sesión que va a aplicar, entre esos parámetros se encuentran seleccionados los siguientes:

2.2.1 Corrientes usadas en el equipo de electroterapia Ya se ha mencionado las diferentes formas de onda que se utilizan en electroterapia, ahora se

mencionaran las características y funciones de las 6 formas de onda que se utilizaron en el diseño de nuestro equipo.

2.2.2 TENS bifásica simétrica La forma de onda Bifásica Simétrica tiene una duración de pulso corta y puede producir estimulación fuerte de las fibras nerviosas de la piel y en del músculo. Esta forma de onda se usa a menudo en unidades de estimulación muscular portátiles, y algunos aparatos TENS. Debido a su duración pulso corta, el paciente normalmente tolera bien la corriente, incluso a intensidades relativamente altas. (Intelect 2005)

Figura 18. Forma de onda señal TENS Bifásica Simétrica



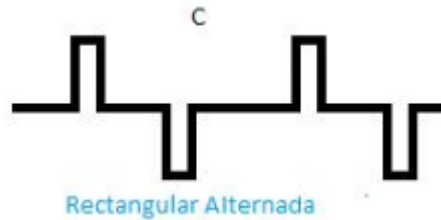
2.2.3 Tens bifásica asimétrica La forma de onda Bifásica Asimétrica tiene una duración de pulso corta. Puede producir estimulación fuerte de las fibras nerviosas en la piel además de producirla en el tejido muscular. Esta forma de onda se usa a menudo en aparatos TENS. Debido a su pulso corto, el paciente normalmente tolera bien la corriente, incluso a intensidades relativamente altas. (Intelect 2005)

Figura 19. Forma de onda señal TENS Bifásica Asimétrica



2.2.4 Tens Rectangular Alternada La forma de onda Rectangular Alterna es una corriente bifásica interrumpida con una forma de pulso rectangular. Esta forma de onda se usa normalmente como una aplicación del tratamiento del dolor. (Intelect 2005)

Figura 20. Forma de onda señal TENS Bifásica Asimétrica



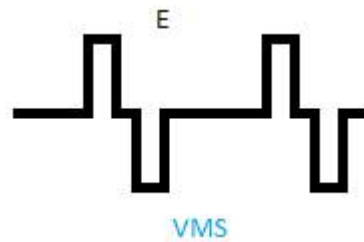
2.2.5 Tens Rectangular Monofásica La forma de onda Rectangular Monofásica es una corriente Unidireccional interrumpida con una forma de pulso rectangular. Esta forma de onda se usa normalmente con pruebas de electro diagnóstico y clínicamente para estimular músculo desnervado. (Intelect 2005)

Figura 21. Forma de onda señal TENS Rectangular monofásica



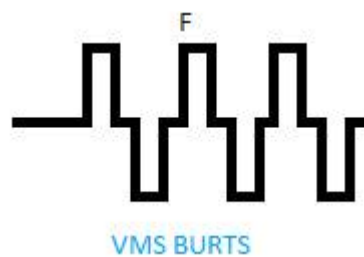
2.2.6 VMS. VMS es una forma de onda bifásica simétrica con un intervalo interface de 100µseg. Debido al pulso corta duración, la forma de onda tiene una carga en la piel baja, haciéndola idónea para aplicaciones que requieren intensidades altas, como en protocolos de fortalecimiento muscular. (Intelect 2005)

Figura 22. Forma de onda señal VMS



2.2.7 Vms Bursts Burst VMS es una forma de onda bifásica simétrica entregada en una forma de ráfaga. Debido al pulso relativamente corto, la forma de onda tiene una carga en la piel baja, haciéndola idónea para aplicaciones que requieren intensidades altas, como en protocolos de fortalecimiento muscular. (Intelect 2005)

Figura 23. Forma de onda señal VMS Burst

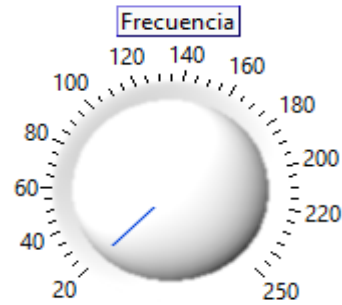


2.3 FRECUENCIA

Se determinó un rango de frecuencia que va desde 20 [Hz] hasta 250 [Hz], para todos los tipos de onda que se pueden generar.

La resolución es de 5 [Hz] la cual es ajustable según la decisión que determine el fisioterapeuta, como se observa en la figura [24].

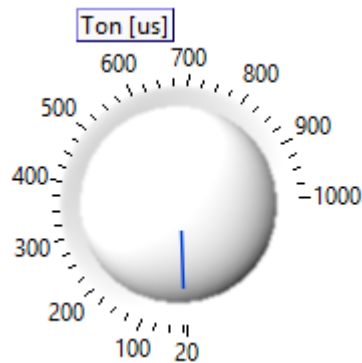
Figura 24. Perilla de frecuencia en la interfaz de Labview



2.4 ANCHO DE PULSO

Como se observa en la figura [25], para este diseño se determinó un ancho de pulso de mínimo 20 μs y máximo 1000 μs , con ello se abarca mayor funcionalidad en el tratamiento, se fijó una resolución de 25 μs .

Figura 25. Perilla de ancho de pulso en la interfaz de Labview



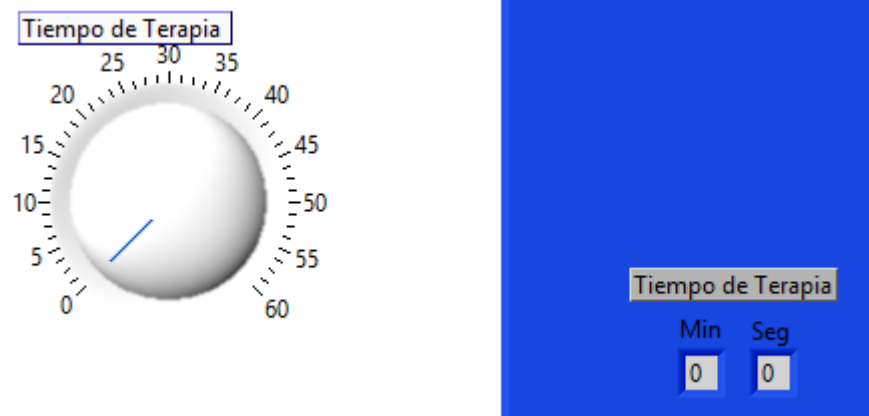
2.5 TIEMPO DE TERAPIA

El fisioterapeuta es quien determina el tiempo de tratamiento de cada sesión en sus pacientes, resulta muy útil que en el diseño del equipo se contemple un

temporizador automático para realizar dicha función. Equipos comerciales actuales ya lo poseen y es ajustable con la necesidad de la terapia y al ser automático detiene toda la operación cuando haya finalizado.

En el diseño de este equipo se abarcó esta función la cual tiene un rango de hasta 60 [min] de tratamiento ajustable en pasos de 5 minutos como se muestra en la figura 26.

Figura 26. Perilla de tiempo de terapia en la interfaz de Labview



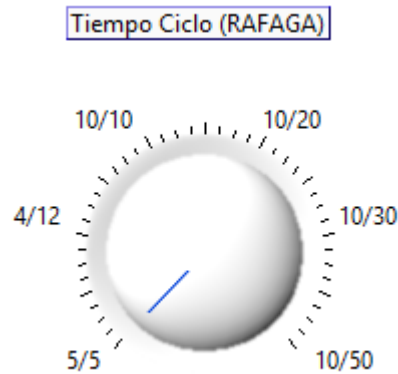
2.6 TIEMPO DE RÁFAGA DE TRATAMIENTO

Esta característica de tratamiento crea un método dinámico en el tratamiento para el paciente, cada sesión está determinada por un tiempo de terapia general pero dentro de este tiempo se maneja otros tiempos internos.

Como se observa en la figura [27] cada parámetro contiene dos números, en el caso de 4/12 la forma de onda seleccionada será aplicada 4 segundos, transcurrido ese tiempo se detiene durante 12 segundos y después de ello se vuelve a activar otros 4 segundos, de esa manera repetitiva continúa el ciclo hasta completar el tiempo general de terapia.

Esta característica resulta útil para el relajamiento del músculo donde se está realizando el proceso, se basó en el equipo de Chattanooga el cual incluye esta característica especial. Para nuestro diseño se escogieron los siguientes tiempos 5 / 5 ,4 / 12,10 / 10,10 / 20,10 / 30,10 / 50 segundos.

Figura 27. Perilla de tiempo de ciclo ráfaga en la interfaz de Labview



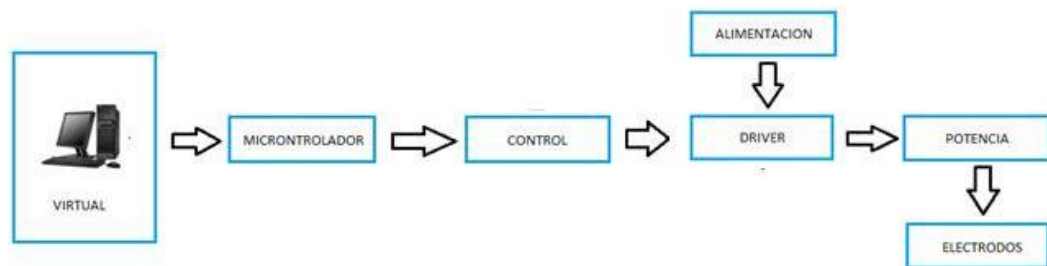
3. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL EQUIPO DE ELECTRO ESTIMULACIÓN SELECCIONADO

Para la construcción de este modelo funcional se seleccionó un diseño con sistemas monolíticos gracias a las ventajas en disminución de ruido y bajo rango de tolerancia.

3.1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ESTIMULADOR

El diseño de este modelo consta de 7 bloques fundamentales que se muestran en la figura [28].

Figura 28. Diagrama de bloques del modelo funcional del electroestimulador



En el bloque virtual se determinan los parámetros de señal (PW, tipo de onda, frecuencia, tiempo de terapia, tiempos de ráfaga entre otros), este paquete de datos es enviado al bloque de microcontrolador, el cual los procesa y genera la onda. En la etapa de control se procesa la variación de amplitud de la señal, la cual se entrega al driver en donde establece la corriente que se envía a la etapa de potencia con el objetivo de mantener la magnitud constante a diferentes

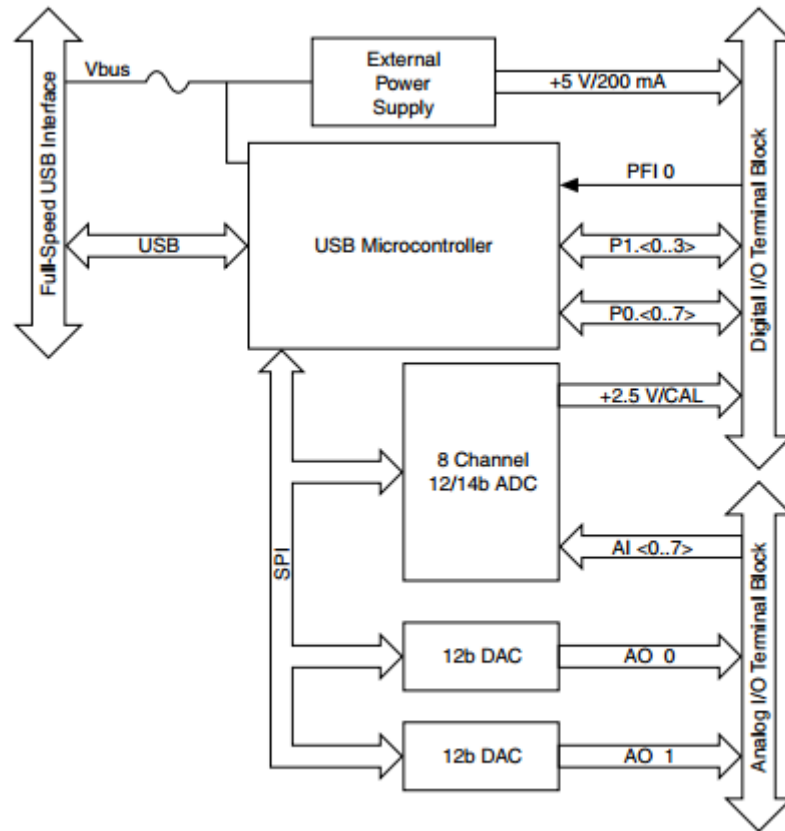
cargas. Y la etapa de alimentación se encarga de suministrar la tensión de las etapas de driver y potencia.

3.2 BLOQUE VIRTUAL

El bloque virtual fue realizado en Labview, el cual es un entorno de desarrollo basado en programación gráfica. Utiliza símbolos en lugar de lenguaje textual para controlar los parámetros de las señales a generar.

Se utilizó una tarjeta de adquisición de datos, en este caso la DAQ 6009, para enviar los datos de labview al microcontrolador, como se observa en la figura [29] esta tarjeta tiene una interfaz de comunicación analógica que contiene 8 puertos de entrada y 2 puertos de salida, y una interfaz digital que incluye 12 puertos que pueden ser de entrada y salida de datos.

Figura 29. Diagrama de bloques de la tarjeta DAQ6009



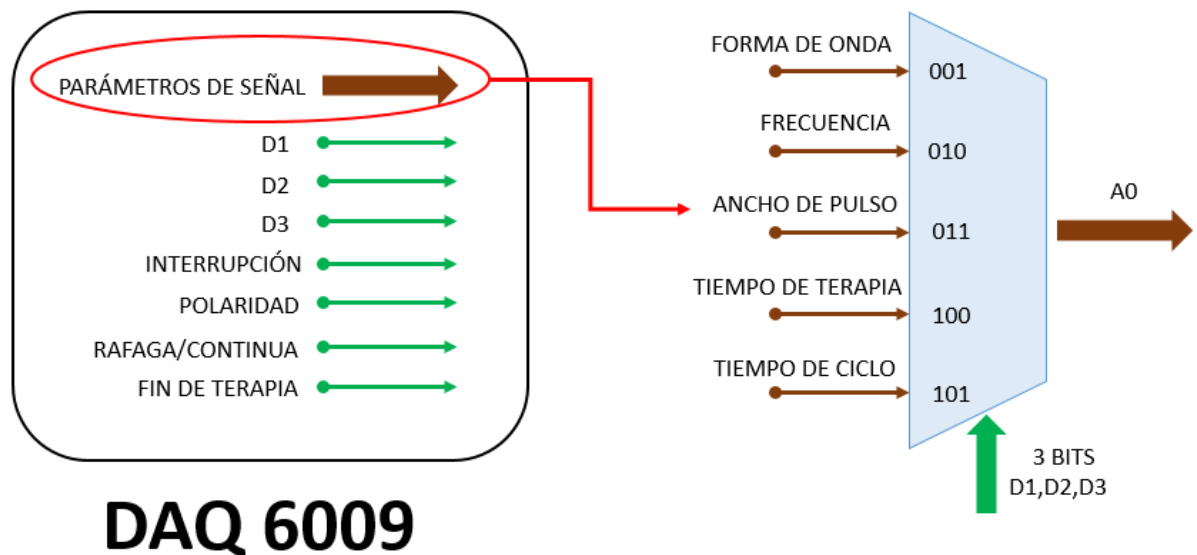
Fuente: NATIONAL INSTRUMENTS, Diagrama de bloques de la tarjeta DAQ6009 2008 [en línea] disponible en: <http://www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf>

Esta tarjeta posee dos conversores digitales analógicos con una resolución de 12 bits que entregan una tensión entre 0 y 5 V, esta resolución es adecuada para la generación de los parámetros de señal.

Debido a que la DAQ6009 solo cuenta con dos conversores digitales analógicos (A0 y A1) y se tienen 5 parámetros de señal (Tipo de onda, Frecuencia, PW, Tiempo de terapia y Tiempo de ciclo) se establece un protocolo de comunicación que envíe todos los datos por un mismo puerto analógico, para que el microcontrolador los reciba y genere la señal con esos parámetros.

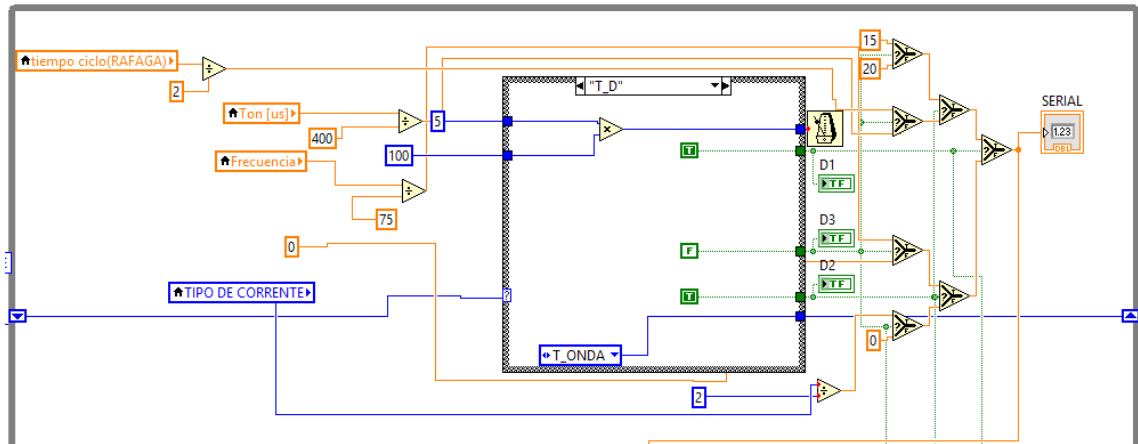
Se usa un multiplexor en tiempo para enviar por un solo canal analógico los 5 parámetros de señal definidos en el bloque virtual, se usan 3 salidas digitales que forman los bits del selector del parámetro enviado y 4 salidas digitales de control para el microcontrolador. En la figura [30] se muestran las señales que se envían desde labview y el multiplexor utilizado.

Figura 30. Diagrama de comunicación entre la tarjeta DAQ 6009 y el microcontrolador y protocolo del Multiplexor en tiempo de los parámetros de señal



En la figura [31] se muestra el código elaborado en labview que representa el multiplexor en tiempo, su utilizó la estructura case para implementar una máquina de estados que cambia al estado siguiente cada 500 ms.

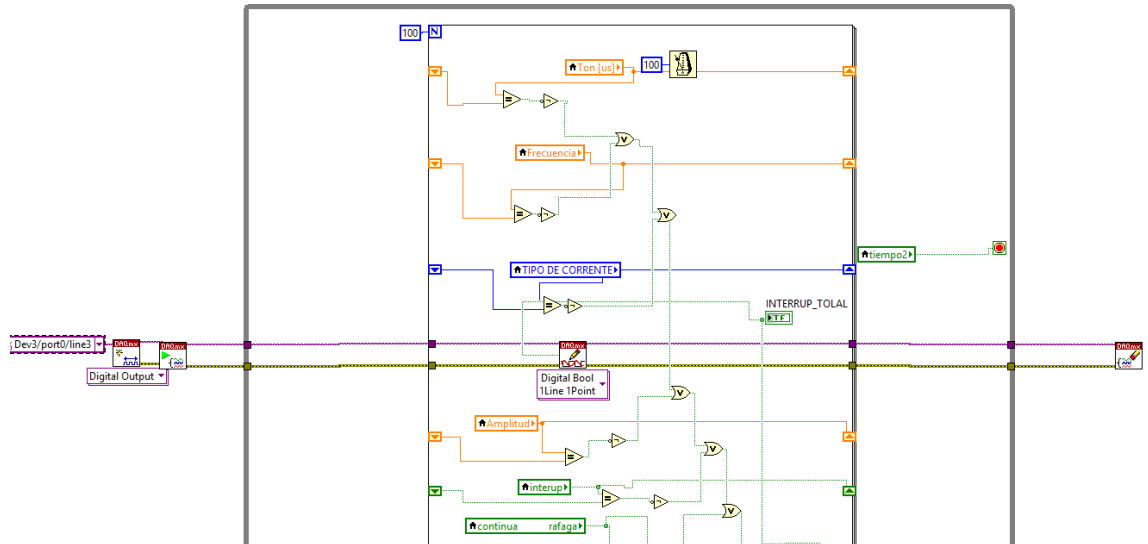
Figura 31. Bloque de programación en Labview del protocolo multiplexación en tiempo de los parámetros de señal



Para que el usuario pueda seleccionar el modo de señales continuas o ráfagas es necesario un puerto digital que indique dicho estado y sea enviado al microcontrolador. Este concepto también fue utilizado para generar un pulso en el momento que se hiciera un cambio en los parámetros de la señal, este pulso se envía al microcontrolador para ser usado como interrupción.

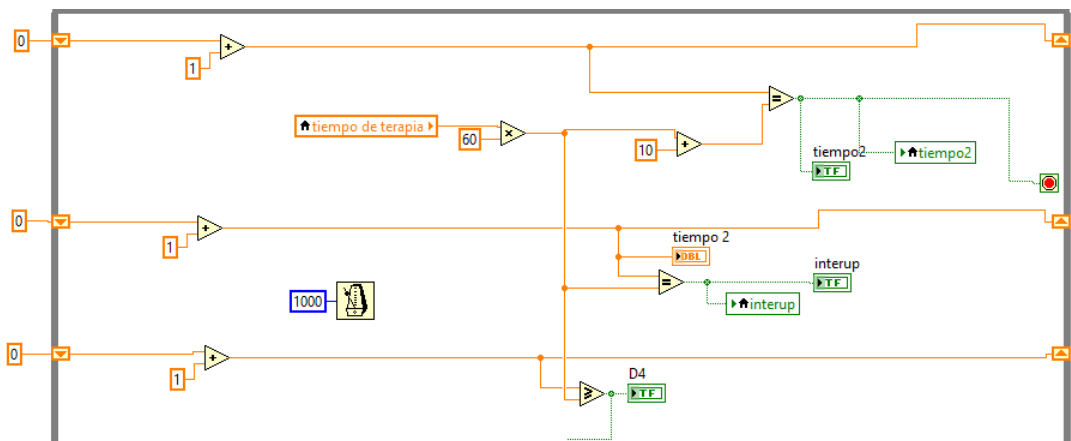
En la figura [32] se observa la lógica utilizada para generar el pulso que identifica que se realizó un cambio en los parámetros de la señal, se utilizó registros que guardan estado anterior para compararlo con el estado actual, de ese modo cada vez que haya un cambio de estado, se genera un pulso para ser enviado por un puerto digital al microcontrolador.

Figura 32. Estructura de programación de la creación de los pulsos de interrupción para el microcontrolador



Para controlar el tiempo de terapia se usan contadores mediante registros dentro de una estructura while, como se observa en la figura [33], la cual inicia con el valor del tiempo de terapia escogido y en cada ciclo disminuye 1 segundo hasta llegar a cero, en ese momento el sistema envía una señal al microcontrolador para que los canales de salida entren en reposo.

Figura 33. Bloques lógicos de la estructura para controlar el tiempo de tratamiento



3.3 MICRO CONTROLADOR

En esta etapa se recibe los parámetros enviados desde el bloque virtual y se genera las señales que son enviadas al driver. Para escoger el microcontrolador se tuvo en cuenta los pines destinado a las interrupciones para mejorar los tiempos de respuesta. En la tabla [3] se observan algunas de las características principales para la selección de la tarjeta de desarrollo.

Tabla 3. Selección del micro controlador

	ARDUINO	RASPERRY	TIVA C
\$ USD	\$30	\$35	\$12.99
Frecuencia(MHz)	16	700	80
ADC	10 bits	N/A	12 bits
Interrupciones	2	X	2
USB	1	2	2
Multitareas	No	Si	No
Memoria	0,002Mb	512Mb	0,002Mb
Memoria flash	32kb	SD-2-16 Gb	256KB
Vcc	5V	5V	5V

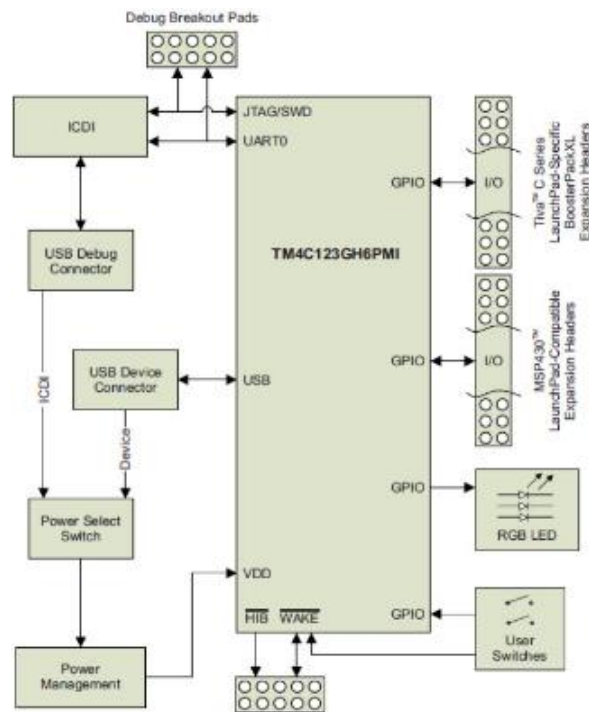
Para el objetivo de este modelo funcional no es necesario el uso de un minicomputador como lo es la Raspberry puesto se desperdiciaría muchos recursos que no son necesarios para su funcionamiento, además con la tarjeta de desarrollo Tiva C tenemos un dispositivo de bajo costo con un rendimiento aceptable y que cuenta con ADC propio, posee resolución que se ajusta a los parámetros requeridos para el uso que se le dará, adicionalmente su lenguaje de programación no es complejo.

3.3.1 Diagrama de bloques y arquitectura del micro controlador

La arquitectura de esta tarjeta es de bajo consumo y posee un lenguaje de programación de alto nivel llamado Energi que es ideal si se busca lenguajes intuitivos que conlleven al desarrollo de nuevas aplicaciones, como se observa en

la figura [34] esta tarjeta ofrece un conversor analógico digital que de 12 bits que se obtiene con 1 MSPS competo sin necesidad de ayudas de hardware, eliminando los intercambios de rendimiento. Esta tarjeta es usada en aplicaciones como: Automatización y control de procesos, Electrónica de consumo y dispositivos portátiles, Industria Iluminación, Nodo de sensores, etc.

Figura 34. Diagrama de bloque de la Tiva TM4C123G



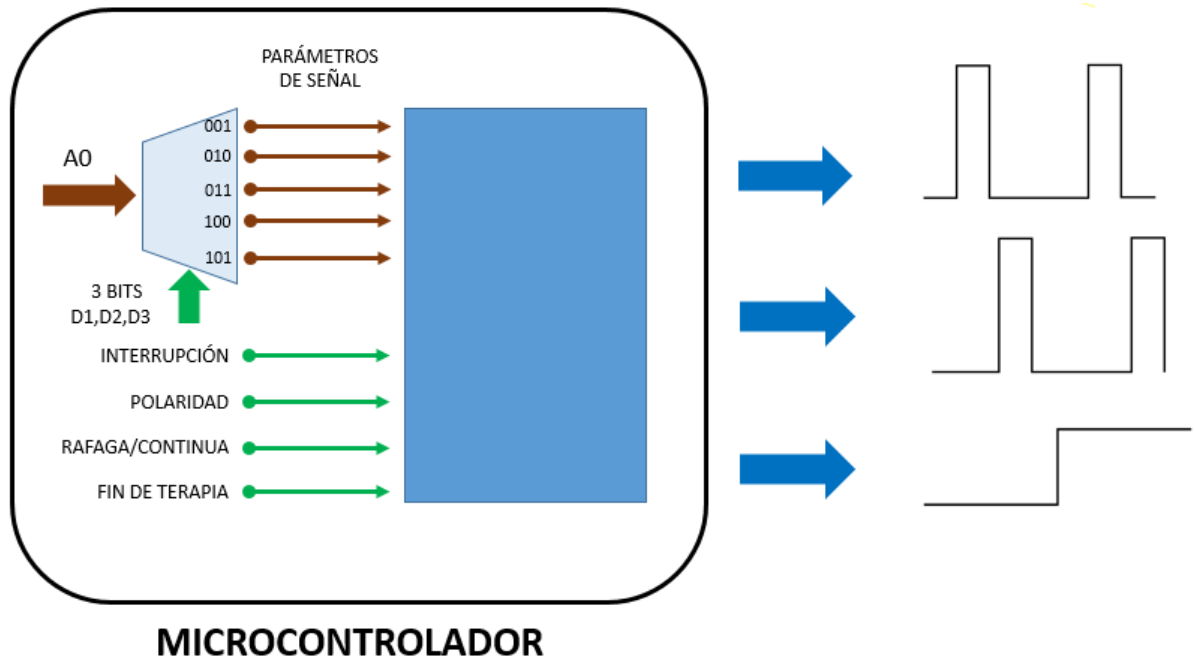
Fuente: TEXAS INSTRUMENTS, Diagrama de bloque de la Tiva TM4C123G 2004 [en línea] disponible en: <http://www.ti.com/lit/ug/spmu296/spmu296.pdf>

3.3.2 Tareas del micro controlador

- Recibir los datos de la interfaz virtual, decodificar el bus de datos analógicos y asignar cada dato al parámetro de la señal al cual corresponde como se observa en la figura [35].
- Establecer el sistema en reposo cuando el tiempo de tratamiento haya finalizado.

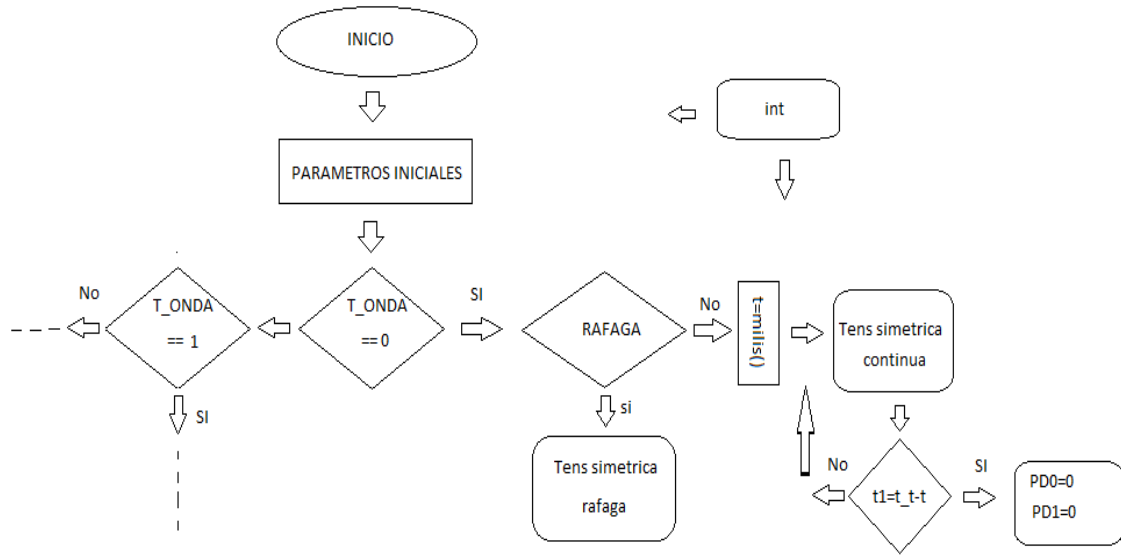
- Controlar en tiempo real los puertos digitales para generar las señales.
- Mantener comunicación en tiempo real con el potenciómetro digital para el correcto funcionamiento de las rampas en la señales de modo ráfaga.

Figura 35. Protocolo de recepción de datos en el microcontrolador



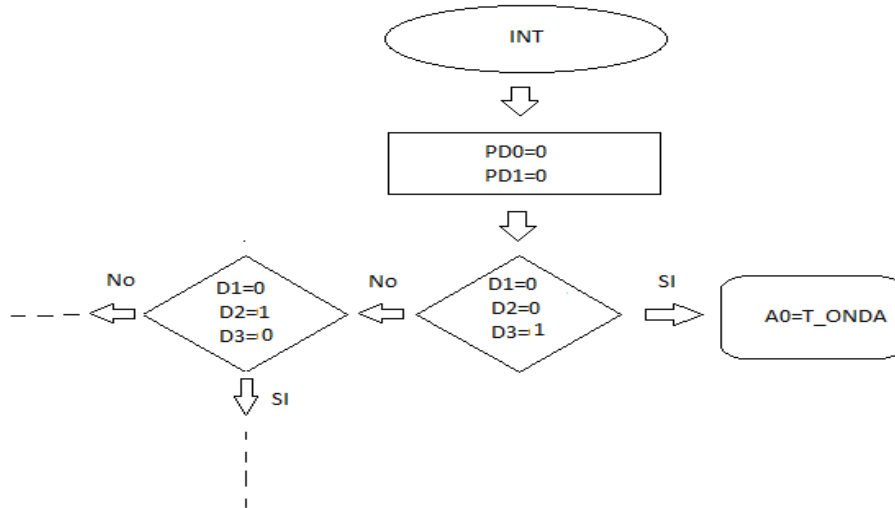
3.3.3 Diagramas de flujo del micro controlador El diagrama de flujo del código que genera la señal en el microcontrolador se observa en la figura [36], donde se puede resaltar que se trabaja con interrupciones para mejorar su desempeño y para proteger al paciente en caso de suministrar un pulso de corriente que cause dolor o alguna molestia, ya que al producir un cambio se activa la interrupción e inmediatamente los canales entregan cero voltios a su salida.

Figura 36. Diagrama de flujo de la lógica del microcontrolador



Para efectos prácticos daremos una breve definición de interrupción externa: “Es un mecanismo que permite ejecutar un bloque de instrucciones interrumpiendo la ejecución del programa y luego restablecer la ejecución del mismo” (CSL-Unefa, 2009). Como se observa en la figura [37] la lógica de programación de las interrupciones cumple con la tarea de recibir e interpretar los parámetros enviados por el bloque virtual mejorando los tiempos de respuesta del modelo funcional.

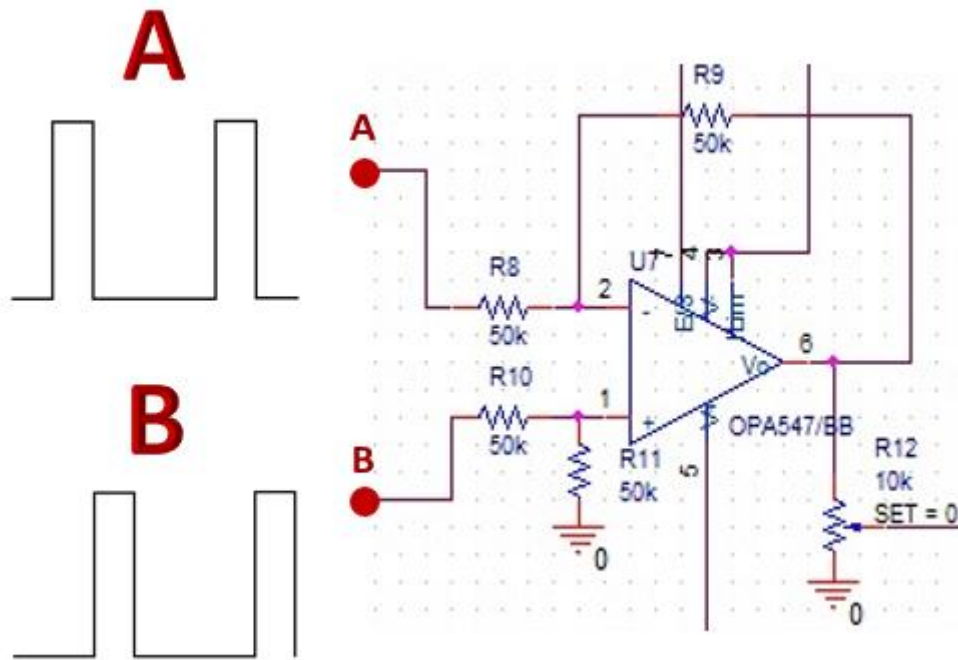
Figura 37. Diagrama de flujos del protocolo de Interrupciones



3.4 CONTROL

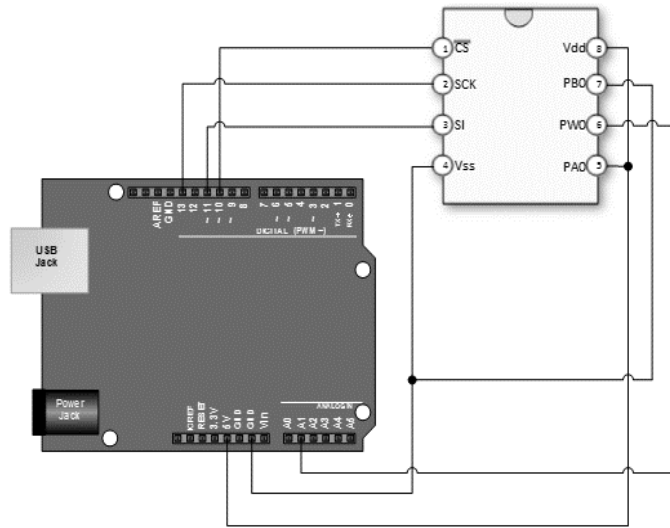
En esta etapa ingresan los dos pulsos de señales enviados por el microcontrolador para crear la onda completa que se utilizará en la estimulación, está compuesto por un amplificador restador con ganancia unitaria como se observa en la figura [38].

Figura 38. Diagrama de conexiones del potenciómetro digital y arduino,



Fuente: HENRYS BENCH [en línea] disponible en: <http://henrysbench.capnfatz.com/henrys-bench/arduino-output-devices/mcp41010-digital-potentiometer-arduino-user-manual/>

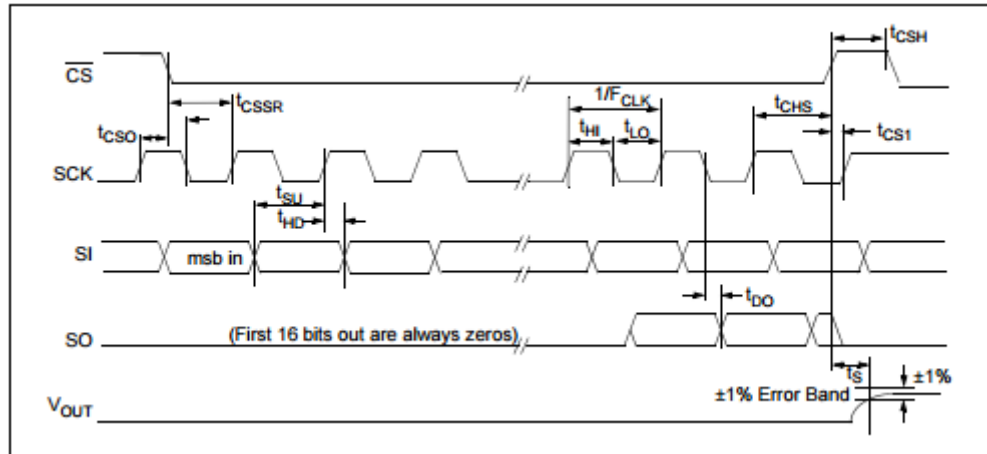
Figura 39. Amplificador con ganancia unitaria de la etapa de restador



Esta etapa incluye el control de amplitud implementado con un potenciómetro digital de referencia MCP41010. Por medio del potenciómetro se ajusta la resistencia de salida que es controlada por una tensión que se envía desde la etapa de microcontrolador, esta variación de resistencia regula una tensión que se envía a la etapa de driver y es allí donde se varía la amplitud de la señal (Castillo, G. y Suarez, R. 2007).

Como se observa en la figura [39] se utiliza un arduino que cuenta con las librerías necesarias para su funcionamiento, con esta tarjeta se controlan los parámetros del potenciómetro para ajustar el valor de la resistencia que controla la tensión de salida y los tiempos de ejecución para controlar los tiempos de rampa. Para el funcionamiento del potenciómetro digital es necesario establecer una comunicación SPI con el micro controlador con los parámetros que se observan en la figura [40].

Figura 40. Comunicación SPI del MCP4010



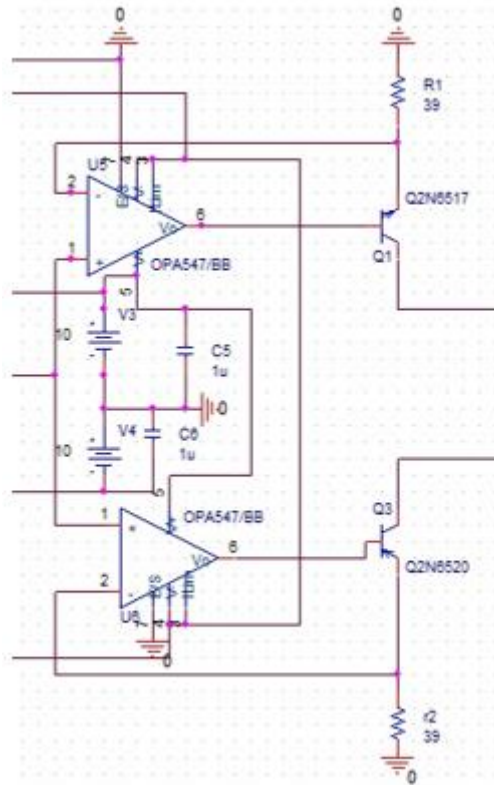
Fuente: MICRO CHIP Comunicación SPI del MCP4010 [en línea] disponible en <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/11195c.pdf>

3.5 DRIVER

Esta etapa recibe las señales de tensión que fueron procesadas en el bloque de control, estas señales se deben convertir en ondas de corrientes, el driver se encarga de esta función.

Se basa en una topología de realimentación en corriente, unidos a etapas sobrepolarizadas, en donde no existe un solo lazo de realimentación negativa global. En cambio, existen dos lazos parciales que engloban a dos bloques de ganancia de voltaje, por lo que se obtienen cifras mejores que en los habituales amplificadores de corriente, pero con las distorsiones temporales que producirá una sola etapa de ganancia, y en consecuencia una señal con menos distorsión a la salida (Castillo, G. y Suarez, R. 2007).

Figura 41. Driver o buffer de entrada

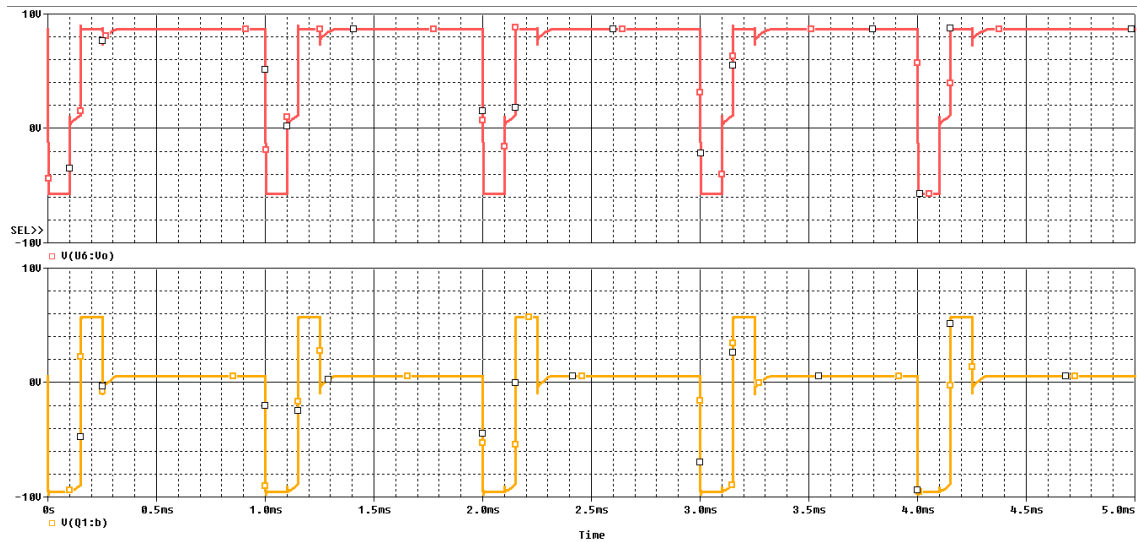


Por supuesto, todo el amplificador, desde el buffer de entrada hasta la etapa de salida es perfectamente simétrico como se observa en la figura [41], lo que confiere cifras de distorsión muy bajas y todavía más bajas de la habitual ya que la contribución a la distorsión de la etapa de salida es muy pequeña. Las topologías simétricas producen la cancelación de la distorsión armónica de orden par.

La figura [42] muestra la simulación en la herramienta Pspice de la señal captada en las salidas del op-amp tl062 (pines de salida del driver) de la figura (espejo de corriente). Las dos partes simétricas inevitablemente crean individualmente una onda con distorsión asimétrica (en topologías no simétricas se crea pero no se corrigen), pero estas se cancelan con las creadas por la parte opuesta. La figura [45] muestra este resultado permitiendo observar que este mecanismo no crea

ningún otro tipo de distorsión, ni temporal ni térmica, todo se reduce a una suma eléctrica.

Figura 42. Simulación en la herramienta Pspice de onda de salida del TL062 del driver



Este buffer de entrada es un amplificador de realimentación en corriente de baja distorsión. El empleo del modo cascodo en todo el buffer (en realidad en todo el amplificador) permite que la capacidad de entrada sea constante y no se induzca distorsión en la fuente de señal por cargar con capacidades variables (Castillo, G. y Suarez, R. 2007).

3.6 ETAPA DE POTENCIA

Esta etapa cuenta con varios factores de distorsión que se deben tener en cuenta a la hora de diseñar el circuito. Algunos de estos factores son: Distorsión producida por el efecto Early, distorsión producida por la carga y otra producida por la capacitancia parasita C_{BC} (capacitancia base colector) de los transistores.

El efecto Early produce distorsión en señales grandes, debido a que los grandes voltajes crean un campo eléctrico que aumenta la inyección de portadores en la base y a su vez en el colector. Por esos los parámetros del transistor dejan de ser ideales (Castillo, G. y Suarez, R. 2007).

La distorsión causada por la capacidad no lineal C_{BC} de los transistores es causada debido a que el diodo está en corte en el lado de la unión PN generando un exceso de electrones y en el otro un defecto, lo que produce un desequilibrio en la carga y por lo tanto en el voltaje, ese desequilibrio eléctrico debe reestablecer y los electrones pasan de la zona de exceso a la zona de déficit y entre los dos tipos de silicio (silicio tipo n y silicio tipo p) se crea una capa vacía de portadores.

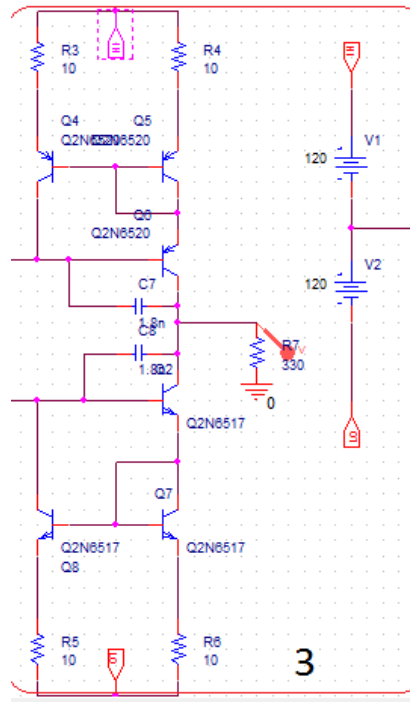
Teniendo en cuenta este hecho se puede decir que se tiene: conductor-aislante conductor, y esta es la estructura de un condensador. Dependiendo de las condiciones externas, debido al movimiento de los portadores, se puede variar el ancho de esa capa, y por lo tanto varía la capacitancia. Este fenómeno se conoce como modulación de la capacitancia y se usa en circuitos donde se requiere una capacidad variable respecto al voltaje, lo que forma el diodo varicap (capacitor variable) (Castillo, G. y Suarez, R. 2007).

Esta capacitancia está en un punto que sufre constantes variaciones de voltaje, por lo tanto el condensador se está cargando y descargando continuamente, lo que hace que varíe su capacidad. Esto hace que las demandas de corriente para cargar C_{BC} sean variables, y como toda fuente tiene cierta resistencia de salida, esta demanda de variables causara distorsión.

Sus efectos son muy bajos para resistencias de fuentes bajas, por ejemplo una etapa de salida, pero no para un colector y menos para un amplificador donde se convierte corriente en tensión, en un punto donde la señal ve una altísima impedancia (decena de los Mega ohmios) y cualquier capacidad parasita

degenera la conversión intensidad-voltaje. Para mejorar este defecto, se implementaron capacitores C_{cb1} y C_{cb2} que se encuentra en la figura [43] (fuente de corriente) (Castillo, G. y Suarez, R. 2007).

Figura 43. Espejo de corriente de Wilson

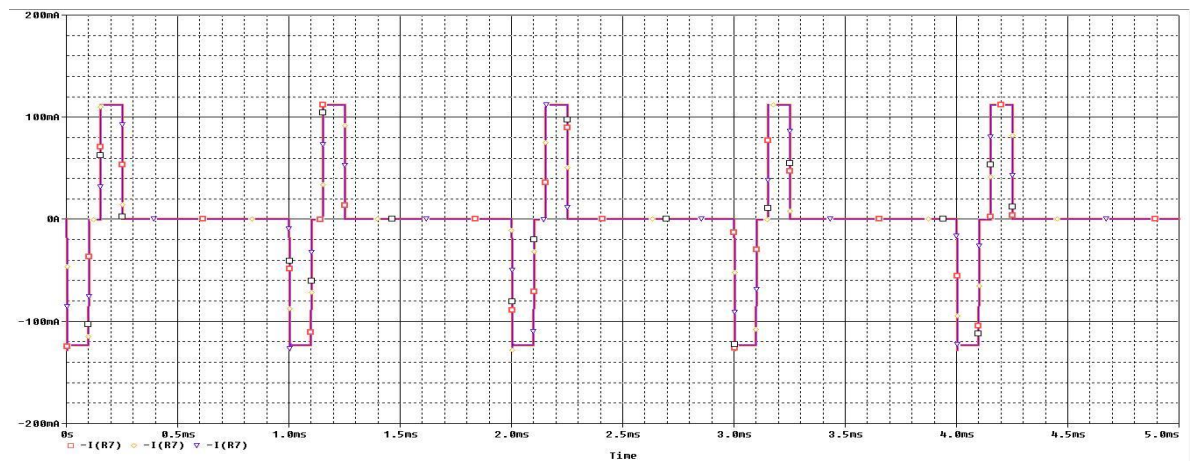


El espejo de Wilson produce mayor igualdad entre las corrientes, ya que se corrige los errores producidos por las corrientes de base. También su impedancia de salida es mayor, debido a que esta se multiplica por la beta del transistor que opera como cascode. Así, al degenerar posteriormente la carga con resistencias constantes se mejorarán los efectos de las resistencias parasitas no lineales de la salida.

En la figura [44] se muestran la simulación en la herramienta Pspice de los pulsos de corriente para tres valores de impedancia en los canales de salida que se simularan como carga del paciente, teniendo como valores 300, 800 y 1K ohmios.

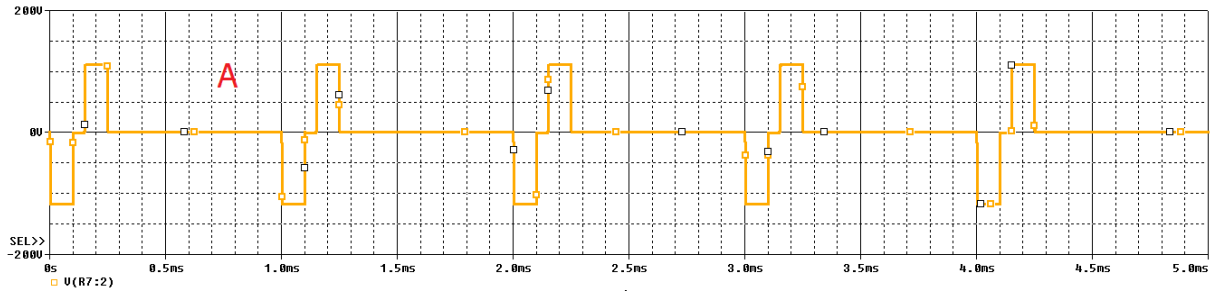
Como se observa, los pulsos de corriente no presentan variaciones ni forma ni en amplitud, lo cual cumple con las normas establecidas para el óptimo funcionamiento del equipo debido que mantiene sus parámetros iniciales sin importar las variaciones de impedancias a la salida.

Figura 44. Simulación en la herramienta Pspice de los pulsos de corrientes de salida de la etapa de potencia para tres diferentes impedancias 1K Ω , 800 Ω , 300 Ω

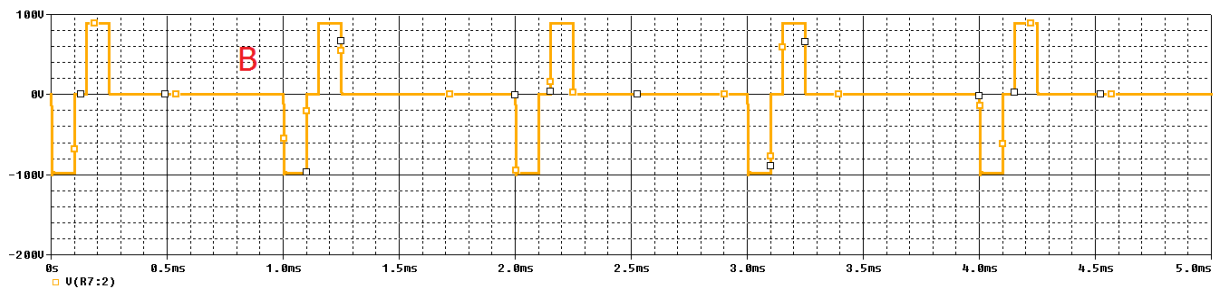


En la figura [45] se observa mediante la simulación en la herramienta Pspice como la amplitud de la tensión del pulso de corriente varía pero no la forma que lo caracteriza a esta, ya que sin importar el tipo de impedancia hay que asegurar que el paciente reciba el pulso de corriente especificado.

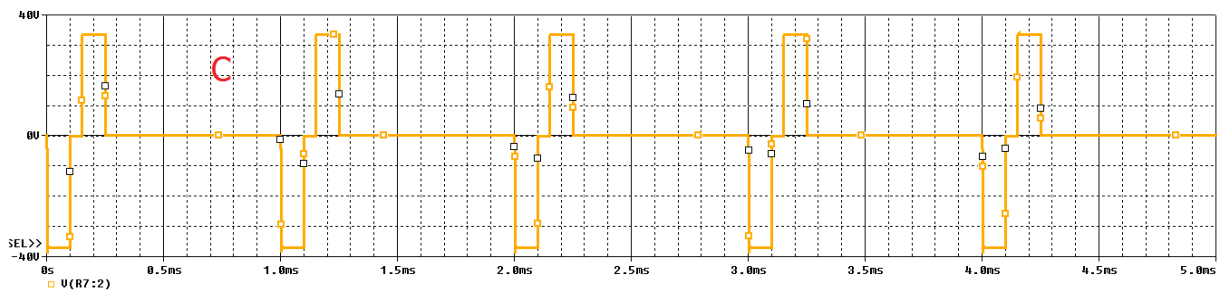
Figura 45. Simulación en la herramienta Pspice del pulso de tensión en la salida de la etapa de potencia para diferentes impedancias A) $R = 1K\Omega$, B) 800Ω , C) 300Ω



(A)



(B)

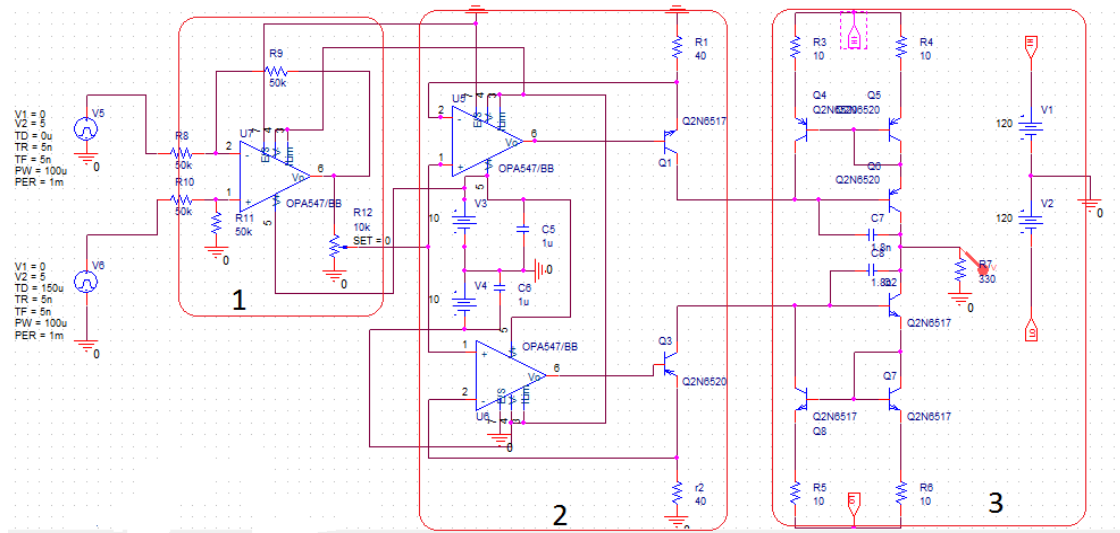


(C)

En la figura [45] se observa las dos formas de onda de corriente y de tensión, mostrando la relación que existe por la ley de Ohm ($V=IR$) y solidificando el concepto que sin importar la impedancia de salida los pulsos de corriente mantienen su forma.

En la figura [46] se puede observar el diseño del circuito empleado para el bloque de transconductancia que se divide en tres bloques los cuales son el bloque de control (1), el driver (2) y la etapa de potencia(3).

Figura 46. Circuito implementado de Transconductancia



3.7 ALIMENTACIÓN

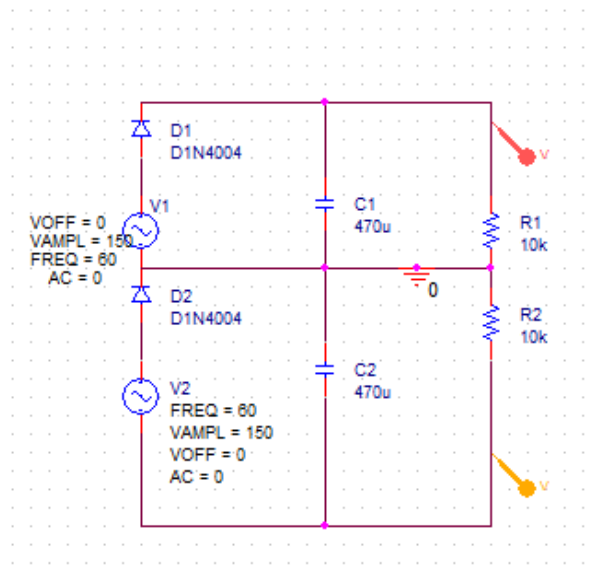
Para suministrar la energía necesaria del sistema se debe contar con un bloque de alimentación, el cual es el encargado de proveer los distintos tipos de alimentación tanto para la fuente de tensión como para los operacionales y el sistema de aislamiento óptico. Las tensiones a operar son: fuentes 5V para la alimentación del sistema de aislamiento óptico y para suministrar la tensión de los microcontroladores empleados fuentes de 10V y -10V, para la alimentación de los operacionales del bloque de transconductancia y fuentes de 120V y -120V para el espejo de corriente del mismo bloque.

Para la construcción de la fuente de 5V se utilizaron reguladores de tensión por su fácil implementación, ya que las potencias de pérdidas generadas por este encapsulado para este tipo de circuito no es un problema.

Para suministrar la alimentación de 10V y -10V se adquirieron adaptadores en el mercado que cumplieran con las especificaciones brindadas para su uso; y por último se diseñó una fuente de tensión que es la encargada de suministrar la alimentación de 120V y -120V que consta de un transformador elevador con tap central que a su vez sirve como dispositivo de protección de la fase de la red con el paciente.

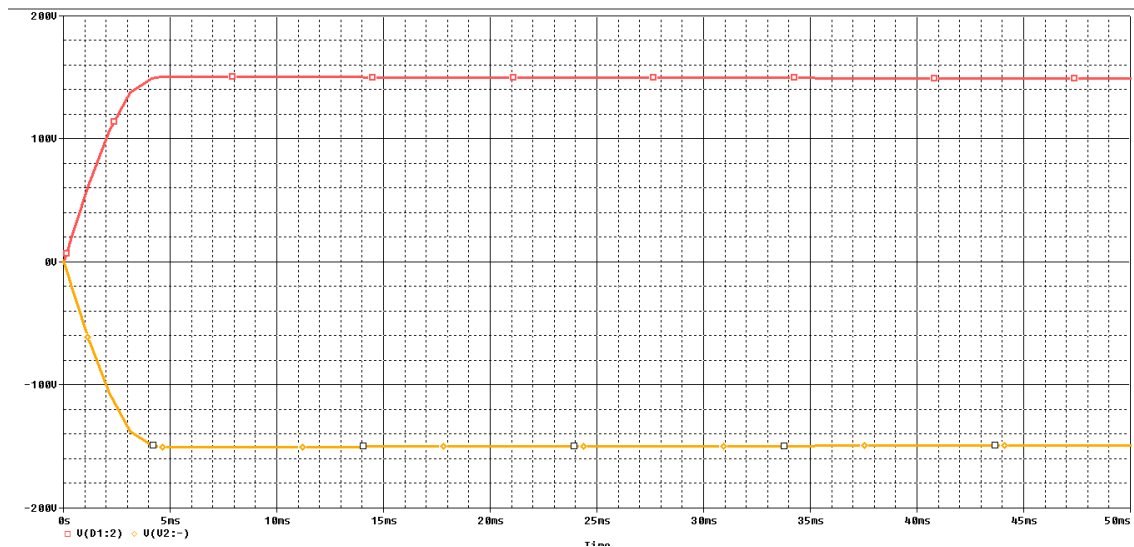
En la figura [47] podemos observar el diseño de la fuente de 120V y -120V que consta de un rectificador de media onda y una red R-C simple ya que el consumo de corriente del bloque a abastecer no es constante, sino que por el contrario son pulsos de corto periodo de duración en el dominio del tiempo.

Figura 47. Circuito de alimentación para la etapa de potencia



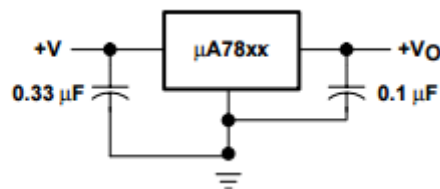
La red R-C es la encargada del τ de descarga de la señal, que en este caso tenderá a un tiempo muy pequeño para mantener un rizado que debería tender idealmente a cero para una señal dc apropiada, la figura [48] muestra la simulación en la herramienta Pspice de esta señal.

Figura 48. Simulación en la herramienta Pspice de las tensiones entregada por la etapa de alimentación



La alimentación fija de 5V como se había mencionado anteriormente fue implementada con el regulador de tensión 7805 y alimentada a partir de los 10V ya obtenidos. En la figura [49] podremos observar su implementación.

Figura 49. Implementación del regulador 7805 para 5v Fuente: adaptado de National semiconductor. LM78XX-SLVS056J



3.8 PROTECCIONES

Debido a que el sistema es implementado para trabajar específicamente con corriente, se realizan protecciones solo con este objetivo.

3.8.1 Elementos de protección por exceso de corriente Se implementa dos fusibles de 150mA para la protección del paciente por exceso de corriente del sistema total. Cada fusible está ubicado en el bloque de alimentación DC 150V y dos más de 1A para el bloque de alimentación de 10V. La selección de estos fusibles se basó en la corriente de salida entregada por el modelo funcional que tomara un valor máximo de 120mA, dando como resultado un factor de seguridad de 30mA

4. PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA VIRTUAL

El bloque virtual está conformado por el panel de funciones que le permite al usuario variar cada uno de los parámetros de la señal, en la figura [50] se aprecia este panel de funciones, incluye 6 perillas que controlan Amplitud, Frecuencia, Ancho de pulso, Tiempo de terapia, Tiempo del ciclo y el Tiempo de rampa, con los rangos y resoluciones que se mencionaron en la sección 2.2 de este tratado, incluye un seleccionador para la forma de onda que se desea utilizar, un contador descendente que muestra el tiempo restante de la terapia, un pulsador para escoger onda tipo continua o de ráfaga.

Los datos establecidos en labview son enviados al microcontrolador el cual lee est paquete de datos a través de interrupciones y los almacena en variables que determinan los parámetros de la señal.

En la figura [51] se observa la recepción de los datos en el microcontrolador.

Figura 50. Plataforma virtual de funciones en Labview

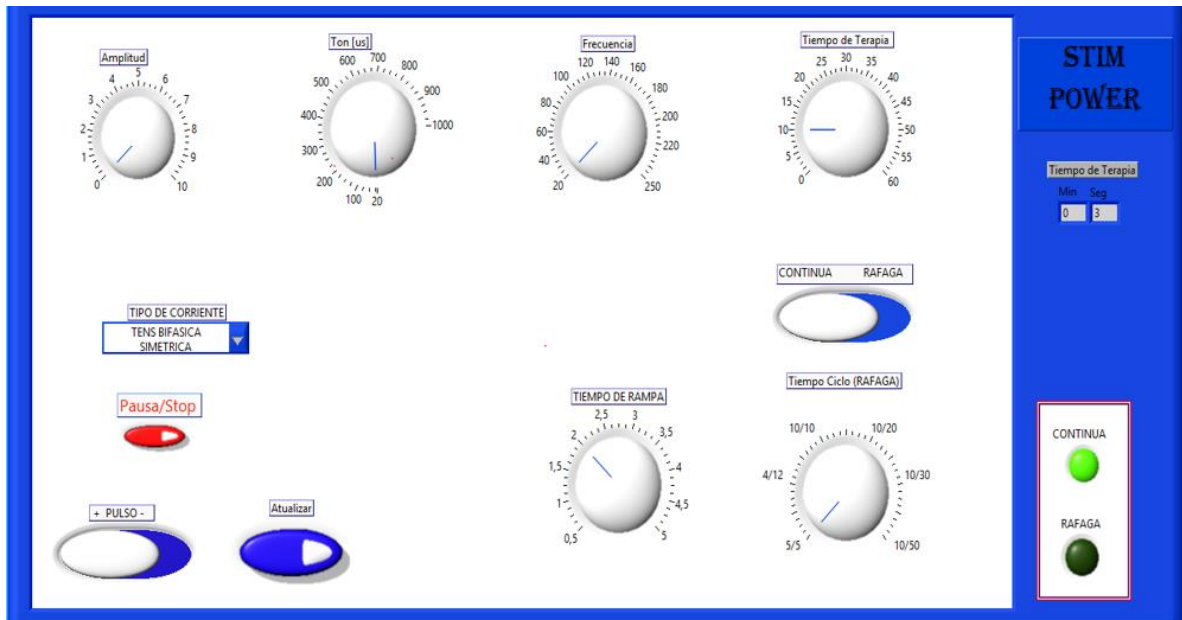
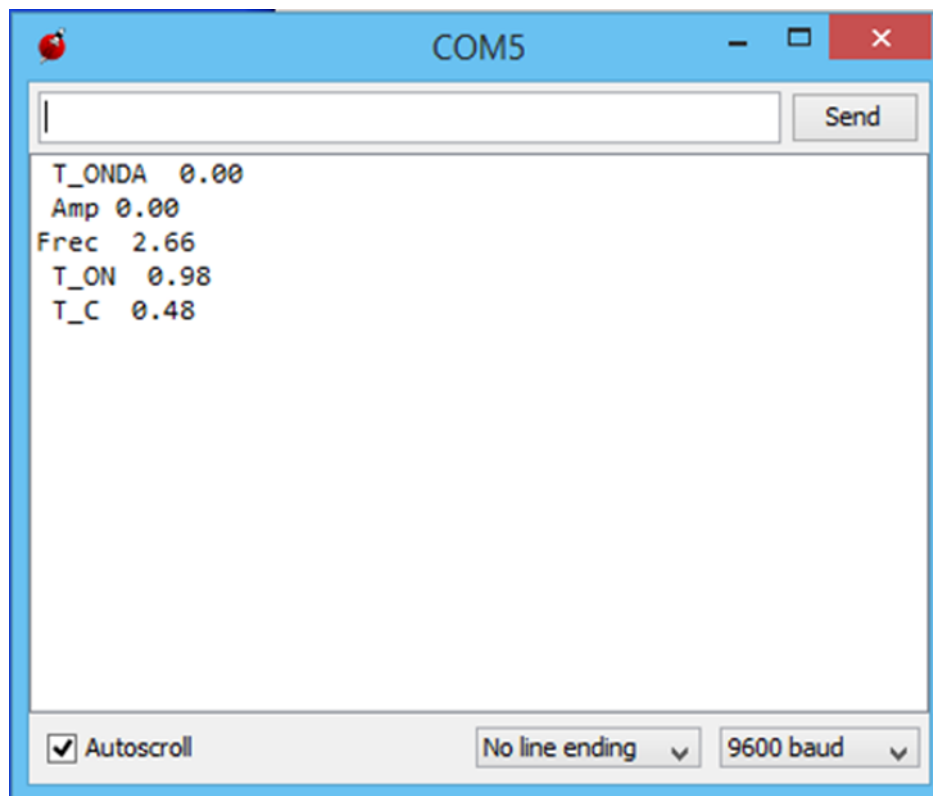


Figura 51. Recepción y almacenamiento de datos en el microcontrolador

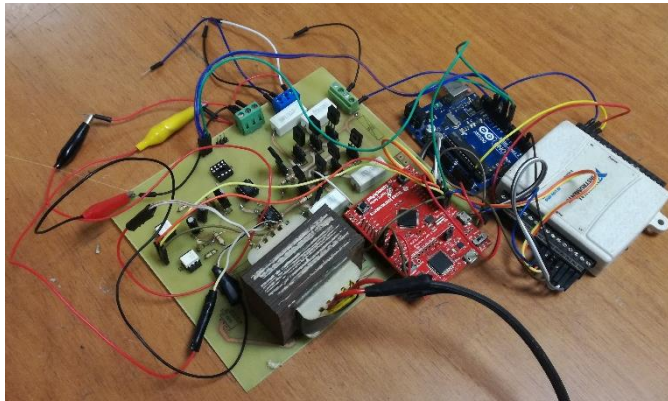


4.2 RESULTADOS OBTENIDOS EN CADA BLOQUE DEL SISTEMA

En este capítulo se evidencia los resultados del funcionamiento del modelo funcional, cada una de las mediciones fueron tomadas con un osciloscopio marca UNI-T de referencia UTD2102CEX, mostrando la forma de onda de la tensión en cada etapa y las magnitudes de cada parámetro.

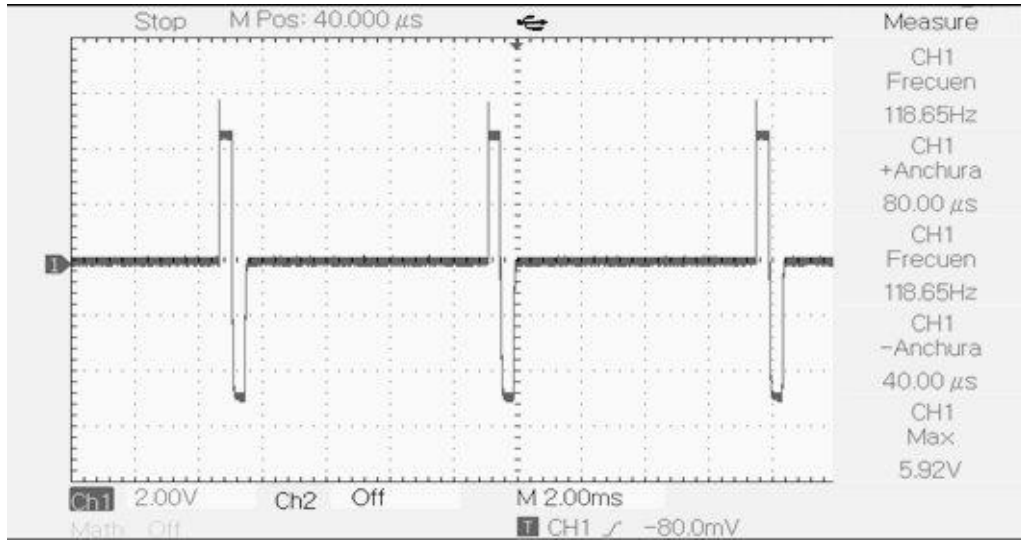
4.2.1 Etapa del Restador

Figura 52. Tarjeta del modelo funcional de electroterapia



En el bloque virtual se estableció una señal bifásica simétrica con frecuencia de 120 Hz, en la figura [53] se observa la señal de tensión en la salida de la etapa del restador, esta señal comprende los pulsos que fueron enviados desde el microcontrolador, en esta medición se observa la forma de onda deseada y una frecuencia de 118,6 Hz con un porcentaje de error de 1.16%

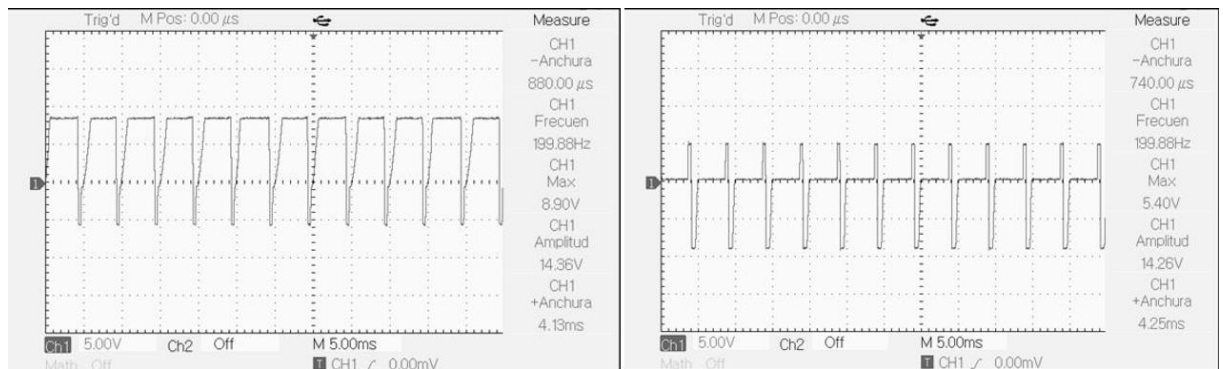
Figura 53. Señal de tensión en la salida de la etapa del restador



4.2.2 Procesamiento de señal en el driver En la sección 3.5 del capítulo anterior, se observa la señal en la salida de los OPAM en la etapa del driver, la señal simulada en la herramienta Pspice se observa en la figura [42].

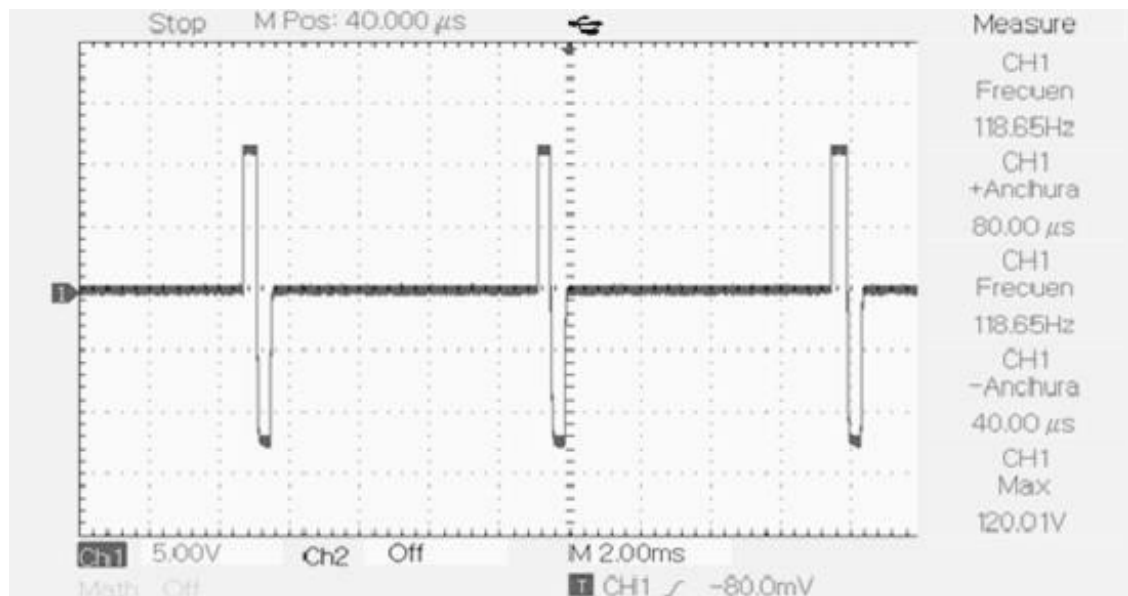
En la figura [54] se puede comparar la señal real medida en el modelo funcional. Se obtuvo una distorsión en las señales que se cancelan debido a la simetría del circuito, el efecto de esta cancelación se evidencia en la señal de salida del sistema observada en la figura [55].

Figura 54. Señal de tensión en la salida de los amplificadores de la etapa del driver



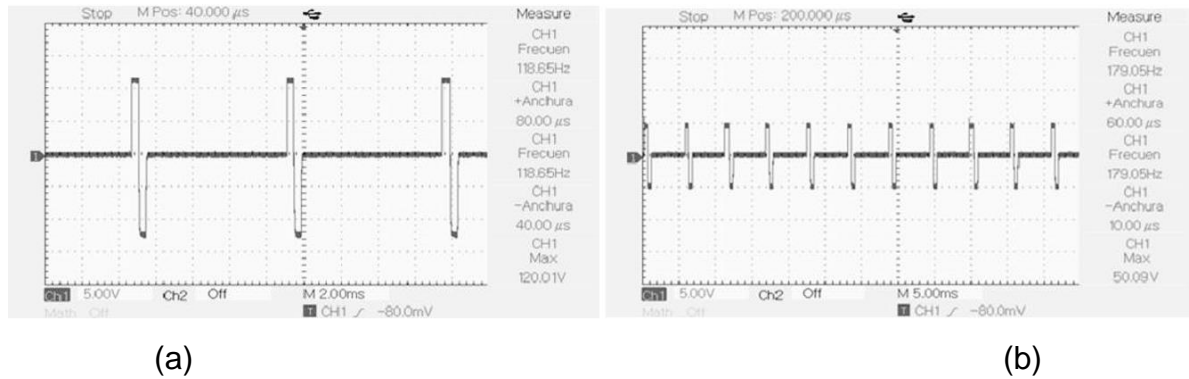
4.2.3 Tensión de salida de la etapa de potencia La señal de salida total del sistema se observa en la figura [55], donde se tiene la señal de tensión para una impedancia de 1 K Ω , esta señal fue generada estableciendo una forma de onda bifásica simétrica, con frecuencia de 120[Hz], Amplitud de 10 (amplitud máxima), y ancho de pulso de 400 μ s, el porcentaje de error para la frecuencia es de 1.16%, para el de amplitud 0,008%.

Figura 55. Señal de salida total del sistema en un canal



4.2.4 Señal de salida del sistema para diferentes impedancias Con el objetivo de mantener la magnitud de corriente igual para diferentes impedancias, se realizó una medición de amplitud en dos cargas distintas. En la figura [56] se observa la señal de tensión de salida del sistema para una impedancia de 1 K Ω y 420 Ω , respectivamente. En la Figura [56a] se muestra la señal de tensión de amplitud 120,01 V para la carga de 1 K Ω entregando como resultado una corriente de 120,01 mA con un porcentaje de error de 0,01% y en la figura [56b] se obtiene la señal de tensión con amplitud de 50.09 V entregando una corriente de 119,26 para la carga de 420 Ω con un porcentaje de error de 0,62%.

Figura 56. Señal de tensión de la salida total del sistema en un canal para dos impedancias distintas



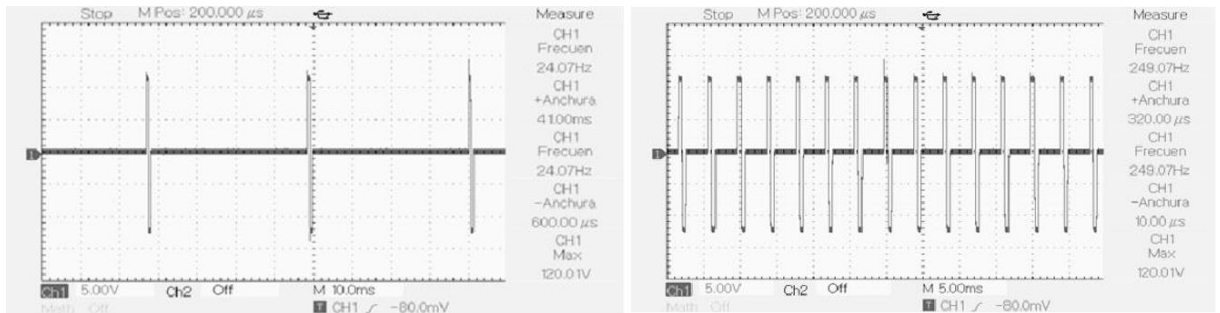
4.3 CONTROL DE PARÁMETROS DE SEÑAL

En esta sección se presenta el resultado de la variación de los parámetros de señal que se especifican en el bloque virtual, comparando la magnitud del parámetro deseado con el obtenido en la medición real.

4.3.1 Control de frecuencia En la figura [57] se observa señal bifásica simétrica con variación en la frecuencia, la primera frecuencia establecida es de 24 Hz y en la figura [57a] se observa la señal de salida con frecuencia de 24,07 Hz; teniendo un porcentaje de error de 0,291%.

La segunda frecuencia establecida es de 250 Hz y en la figura [57b] se muestra la señal de salida del sistema con frecuencia 249,07 Hz, obteniendo un porcentaje de error de 0,373%

Figura 57. Control de frecuencia en la señal de salida total del sistema

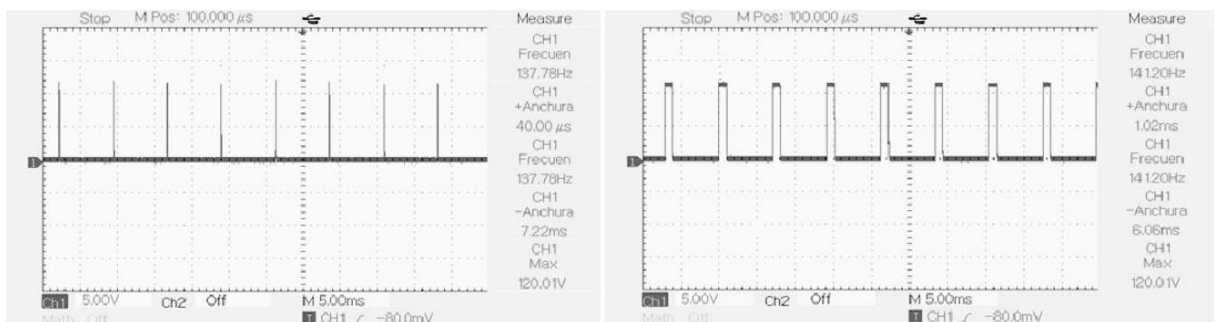


(a)

(b)

4.3.2 Control de ancho de pulso (PW) Se estableció una señal monofásica para visualizar el control de la magnitud del ancho de pulso, en la primera prueba se estableció un ancho de pulso de 40 µs, la señal de salida del sistema se observa en la figura [58a] donde se obtuvo un ancho de pulso de 40,00 µs con un porcentaje de error de 0%, en la segunda prueba se estableció el ancho de pulso máximo de 1000 µs, el resultado se observa en la figura [58b] donde la señal de salida posee un ancho de pulso de 1020 µs, con 2% de porcentaje de error.

Figura 58. Control del ancho de pulso en la salida total del sistema

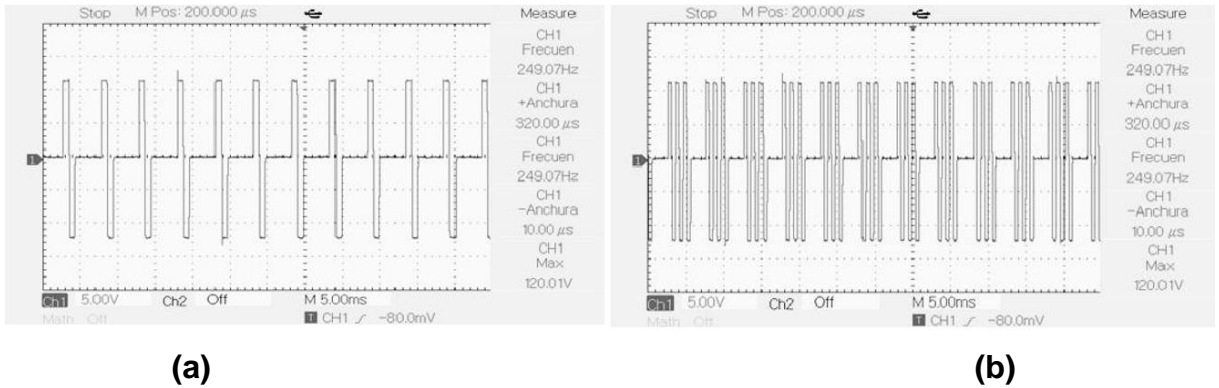


(a)

(b)

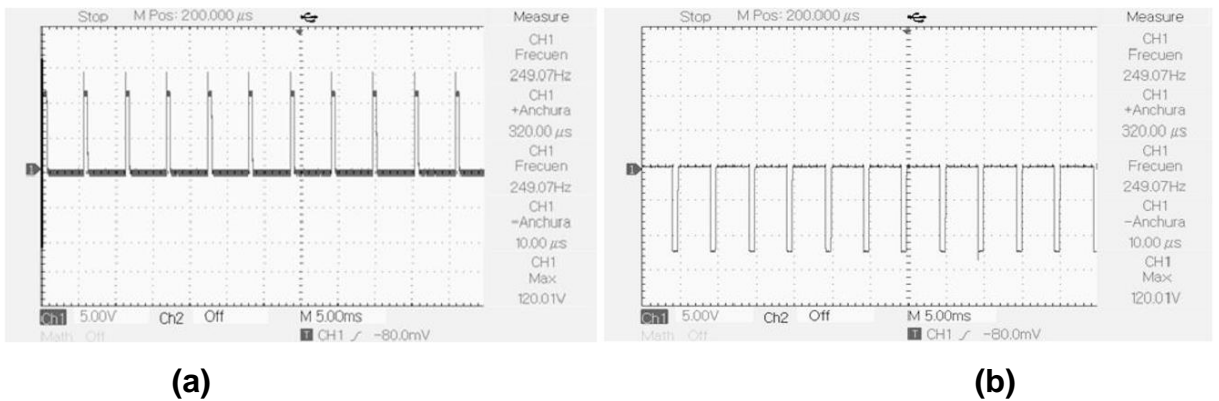
4.3.3 Control de forma de onda Un parámetro importante para el modelo funcional de electroestimulación es la forma de onda, en la figura [59a] se muestra la señal de salida bifásica simétrica tal como se estableció y en la figura [59b] la señal VMS Burst.

Figura 59. Control de forma de onda en la señal de salida total del sistema



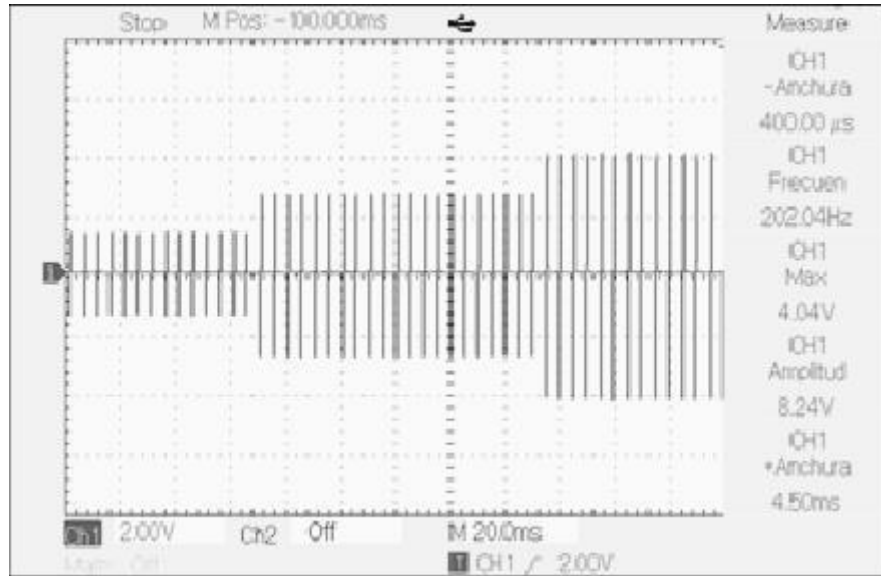
4.3.4 Control de polaridad El sistema es capaz de controlar la polaridad de los pulsos en la onda monofásica tal como se observa en la figura [60], primero se tiene la señal monofásica con polaridad positiva, figura [60a] y al aplicar la orden de inversión la onda cambia a pulsos negativos, figura [60b]

Figura 60. Control de polaridad de la señal monofásica en la salida total del sistema



4.3.5 Control del tiempo de rampa Para un tiempo de rampa de 0.5 s se obtuvo la señal que se observa en la figura [61] la cual nos indica el aumento de su amplitud de forma ascendente hasta llegar al valor máximo establecido en el bloque virtual por el usuario.

Figura 61. Control del tiempo de rampa en la salida total del sistema



4.4 RESULTADOS DE SEGURIDAD

Se realizaron las pruebas básicas de la norma internacional de seguridad electromédica IEC60601, en la tabla [4] se comparan los estándares mínimos de evaluación de cada prueba, también se exponen los resultados obtenidos de en el modelo funcional. Estas pruebas se realizaron como se describe en la sección 1.6.2 del primer capítulo.

Tabla 4. Resultados de las pruebas de seguridad electromédica IEC60601

	Resistencia a tierra [Ω]	Corriente de fuga a tierra [μA]	Corriente de fuga de la envolvente [μA]
Requerido	$\leq 0,2 \Omega$	$\leq 500 \mu\text{A}$	$\leq 100 \mu\text{A}$
Resultado	0,165	230	1

4.5 DISEÑO ERGONÓMICO

En esta sección se describe brevemente la construcción del sistema ergonómico, tanto virtual como físico. En el sistema físico fue necesario el apoyo de un estudiante de Diseño Industrial, el cual nos orientó sobre los procesos de construcción para este tipo de encapsulado.

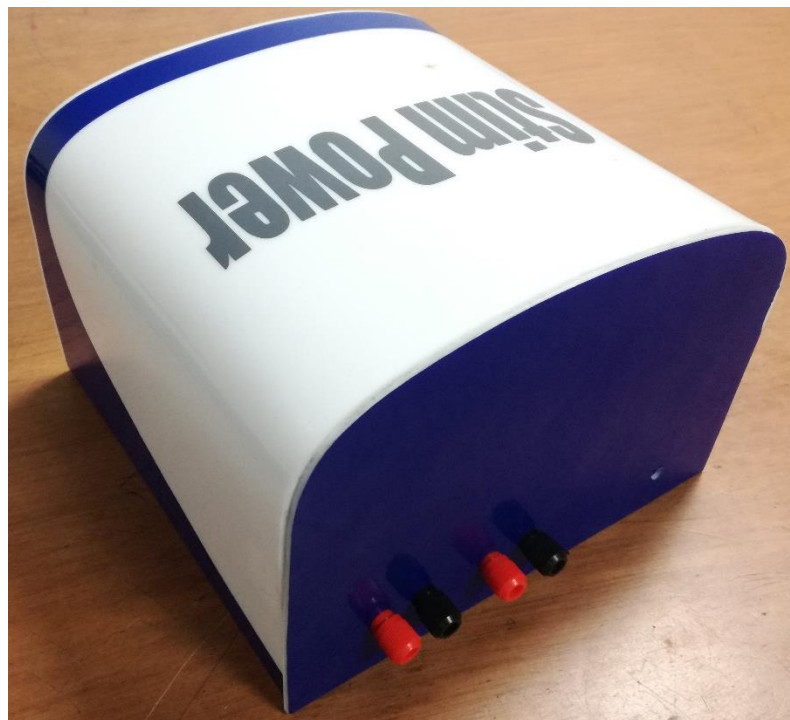
4.5.1 Parámetros del sistema ergonómico virtual El prototipo virtual contó con algunas características necesarias para su fácil implementación, por ejemplo, diseño de perillas grandes y con su resolución en pasos ya definida, evitando molestias a la hora de seleccionar el parámetro deseado, ubicación estratégica de indicadores que señalan al usuario si el tipo de corriente suministrada al paciente es continua o ráfaga, como también indicadores de tiempos de terapia, un sistema que detiene el flujo de corriente aplicada al paciente cada vez que el usuario (fisioterapeuta) hace un cambio de parámetro evitando dolor o lesiones por alguna manipulación incorrecta y una plataforma virtual agradable y de fácil uso para el usuario.

4.5.2 Parámetros del sistema ergonómico físico El diseñador de este encapsulado basó el diseño final en las siguientes características: Prototipo fácil de manipular (agarre), aletas de ventilación diseñadas para evitar el calentamiento del hardware, una capa de zinc en la estructura del prototipo para evitar descargas que puedan causarle daño al usuario.

Figura 62. Ensamble total del Modelo funcional de electroterapia



Figura 63. Diseño ergonómico del modelo funcional



5. CONCLUSIONES

Se diseñó y se construyó un modelo funcional capaz de manejar dos canales de manera dependiente para electro estimulación, permitiendo interactuar desde una plataforma virtual con cada uno de los siguientes parámetros en un tiempo adecuado, tipo de onda (continua/ráfaga), forma de corriente, PW, frecuencia, rampa, y a su vez capas de entregar una máxima corriente de 120mA sin importar que la carga oscile entre 300Ω y $1k\Omega$. Los rangos de PW y frecuencia son respetivamente $[20\mu s - 1000\mu s]$ y $[25Hz-250Hz]$.

Se utilizaron dos unidades de procesamiento y una tarjeta DAQ para la comunicación. Una de estas unidades se utilizó para la generación de las señales por los puertos digitales, la otra fue la encargada del control de amplitud de los pulsos, ambas controladas por la plataforma virtual a través de la tarjeta de adquisición de datos.

Se implementó un potenciómetro digital para el control de amplitud, reduciendo los costos y nivel de dificultad que se abordaría al utilizar un DAC para el control de esta misma, siendo una solución bastante eficiente como se observa en las figuras [54] y [55].

La etapa de transconductancia implementada posee una particularidad que mejora su desempeño, esto es debido a su simetría la cual elimina las componentes armónicas causadas en su propia ejecución, entregando como resultado pulsos de corriente sin distorsión simétrica y bastante similar a los generados por el micro controlador.

Se implementó un sistema virtual con lenguajes de programación de alto nivel, pensando en realizar un prototipo para el uso investigativo, dirigido a usuarios del sector salud que tengan poco conocimiento en el campo de la programación.

6. RECOMENDACIONES

Para mejorar el rendimiento del prototipo se recomienda utilizar un microprocesador capaz de disminuir los tiempos de respuesta debido a sus mejores características en memoria, frecuencia de trabajo entre otras, inhibiendo así tarjetas de adquisición de datos y reducir los costos del prototipo.

No es recomendable el uso de este prototipo en pacientes, sin antes implementar un sistema de censado a la salida, permitiendo al equipo por medio de esta realimentación actuar para la protección del paciente en la generación de posibles fallos.

Para mejorar el consumo de potencia de la etapa de transconductancia es recomendable usar fuentes conmutadas con sistemas de realimentación por acople óptico, que a su vez, aísla de manera definitiva el primario con el secundario evitando definitivamente posibles descargas al usuario.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Acevedo, R. & Medina, J. (1991). *Electro estimulador para rehabilitación muscular: diseño y construcción*. Trabajo de grado (Ingeniero Electronico). Universidad industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones Bucaramanga, Colombia.

Badillo, J. & Quintero, J. (1987). *Electro bisturí bipolar: diseño y construcción*. Trabajo de grado (Ingeniero Electronico). Universidad industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Bucaramanga, Colombia.

Castillo, G. & Suarez, R. (2007). *Electroestimulador de dos canales de estimulación*. Trabajo de grado (Ingeniero Electronico). Universidad industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Bucaramanga, Colombia.

EMPi, (2010, 01-11). *300PV™ Portable Neuromuscular Stimulation Device*, Recuperado de: http://www.empi.com/empi_products/detail.aspx?id=188

Fluke Biomedical (2014). *Introducción a las pruebas de seguridad eléctrica Parte 1*, Recuperado de: http://support.fluke.com/Biomedical/Download/Asset/9460539_ENG_A_W.PDF

Medel, (2010, 01-11). *MOTIONSTIM 8*, Recuperado de: <http://www.medel-hamburg.de/>

Mompín, J. (1980). *Introducción a la Bioingeniería*, editorial Marcombo Barcelona, España.

Popovic. M.R & Thrasher, A. (2000 – 2006). *NeuroMuscular Electrical Stimulation. Practical Guide(4th ed.)* pp. 200, Houston, Estados Unidos.

Rodríguez, J.M. (2000). *Electroterapia en fisioterapia*. Editorial médica panamericana. España.

Salazar, A.J. & Cuervo, D.K. (2013). *Protocolo de pruebas de seguridad eléctrica para equipos electro médicos: caso de estudio de equipos de telemedicina*, Recuperado de: <http://www.scielo.org.co/pdf/ring/n38/n38a05.pdf>

Sterin, G .M. (2014-04-08). *Los diferentes tipos de electroestimulación en el paciente con dolor*, Universidad de Buenos Aires, Recuperado de http://veterinariosenweb.com/campus/cdvl/memorias/material/79_dif_tipos_electro_estim.pdf

Texas Instruments (2004). *Tiva TM4C123.Tiva TM4C123G (hoja de datos)* Texas Instruments Recuperado de: <http://www.ti.com/lit/ug/spmu296/spmu296.pdf>

Thevenet, D. (2008). *Curso de Electricidad, Electrónica e Instrumentación Biomédica con Seguridad*, Recuperado de: http://www.nib.fmed.edu.uy/ceeibs/Clase_07.pdf

Unefa csl, (2009-15-04). *Interrupciones* [web log post], Recuperado de <http://logica-reptilia.blogspot.com.co/2009/03/interrupciones.html>

Webster, G. J. (1993). *Encyclopedia of Medical Instruments*, Ed.:Wileg-Instencience, New york, Estados Unidos.

Wnek,G.E & Bowlin,G.L. (2004). *Neuroprostheses Encyclopedia of biomaterials and Biomedical engineering vol.3* Massachusetts, Estados Unidos.

BIBLIOGRAFÍA

ACEVEDO, R. & MEDINA, J. Electro estimulador para rehabilitación muscular: diseño y construcción. Trabajo de grado (Ingeniero Electronico). Universidad industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones Bucaramanga, Colombia. 1991

BADILLO, J. & QUINTERO, J. Electro bisturí bipolar: diseño y construcción. Trabajo de grado (Ingeniero Electronico). Universidad industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Bucaramanga, Colombia. 1987

CASTILLO, G. & SUAREZ, R. Electroestimulador de dos canales de estimulación. Trabajo de grado (Ingeniero Electronico). Universidad industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Bucaramanga, Colombia. 2007

EMPi, 300PV™ Portable Neuromuscular Stimulation Device, 2010, 01-11
Recuperado de: http://www.empi.com/empi_products/detail.aspx?id=188

FLUKE BIOMEDICAL Introducción a las pruebas de seguridad eléctrica Parte 1, 2014 [en línea] disponible en: http://support.fluke.com/Biomedical/Download/Asset/9460539_ENG_A_W.PDF

MEDEL, MOTIONSTIM 8 2010, [en línea] disponible en: <http://www.medel-hamburg.de/>

MOMPÍN, J. Introducción a la Bioingeniería, editorial Marcombo Barcelona, España. 1980

POPOVIC. M.R & THRASHER, A. NeuroMuscular Electical Stimulation. Pratical Guide(4th ed.) Houston, Estados Unidos. 2000 – 2006 pp. 200

RODRÍGUEZ, J.M. Electroterapia en fisioterapia. Editorial médica panamericana. España. 2000

SALAZAR, A.J. & CUERVO, D.K. Protocolo de pruebas de seguridad eléctrica para equipos electro médicos: caso de estudio de equipos de telemedicina 2013, [en línea] disponible en: <http://www.scielo.org.co/pdf/ring/n38/n38a05.pdf>

STERIN, G .M. Los diferentes tipos de electroestimulación en el paciente con dolor, Universidad de Buenos Aires, 2014-04-08 [en línea] disponible en: http://veterinariosenweb.com/campus/cdvl/memorias/material/79_dif_tipos_electro_estim.pdf

TEXAS INSTRUMENTS Tiva TM4C123.Tiva TM4C123G (hoja de datos) Texas Instruments 2004 [en línea] disponible en: <http://www.ti.com/lit/ug/spmu296/spmu296.pdf>

THEVENET, D. *Curso de Electricidad, Electrónica e Instrumentación Biomédica con Seguridad*, 2008 [en línea] disponible en: http://www.nib.fmed.edu.uy/ceeibs/Clase_07.pdf

UNEFA CSL, Interrupciones [en línea] disponible en: <http://logica-reptilia.blogspot.com.co/2009/03/interrupciones.html>

WEBSTER, G. J. *Encyclopedia of Medical Instruments*, Ed.:Wileg-Instencience, New york, Estados Unidos. 1993

WNEK,G.E & BOWLIN,G.L. *Neuroprostheses Encyclopedia of biomaterials and Biomedical engineering vol.3* Massachusetts, Estados Unidos. 2004

ANEXOS

Anexo A. Manual de usuario del modelo funcional.

INTRODUCCIÓN

Este manual se ha escrito para los usuarios de los Sistemas de Terapia Stim Power. Contiene información general sobre el funcionamiento, prácticas de precaución. Para aumentar al máximo el uso, rendimiento y la vida de su sistema, por favor lea a fondo este manual y familiarícese con los controles y con los accesorios antes de poner en funcionamiento el sistema.

También contiene instrucciones generales de seguridad, funcionamiento y cuidado además de las instrucciones de instalación de Módulo de Electroterapia. Las especificaciones que aparecen más adelante en este manual estaban vigentes en el momento de su publicación. Sin embargo, debido a la política de mejora continua de este prototipo, se pueden hacer cambios a estas especificaciones en cualquier momento sin ninguna obligación por parte de los diseñadores.

Antes de administrar cualquier tratamiento al paciente, los usuarios de estos equipos deben leer, entender y seguir la información contenida en este manual para cada modo de tratamiento disponible, así como las indicaciones, contraindicaciones, atenciones y precauciones.

DESCRIPCIÓN DEL PRODUCTO

El sistema de Terapia Stim Power es un sistema de electroterapia virtual de dos canales, que cuenta con las corrientes de estimulación más utilizadas en este campo y con un amplio rango de sus parámetros. Este sistema cuenta con micro controladores de programación de alto nivel, ideales para el uso de cualquier usuario (medico, personal con entendimiento en este tipo de terapia) que no cuentan con conocimientos amplios sobre el tema, lo que origina un sistema óptimo para la investigación de diversos tratamientos debido a su fácil manipulación al momento de crear distintos tipos de pulsos.

Este equipo es para utilizarlo solo bajo la prescripción y supervisión de un profesional autorizado.

PRECAUCIONES DE SEGURIDAD

Las instrucciones de precaución que se encuentran en esta sección y a lo largo de este manual están indicadas con símbolos específicos. Entienda estos símbolos y sus definiciones antes de poner en funcionamiento este equipo. Las definiciones de estos símbolos son las siguientes:

Cuidado

El texto con indicador de “CUIDADO” explicará posibles infracciones de seguridad que potencialmente podrían causar lesión o daño menor o moderado al equipo.



Atención

El texto con un indicador de “ATENCIÓN” explicará posibles infracciones de seguridad que causarán potencialmente lesiones serias o daños al equipo.



Peligro

El texto con un indicador de “PELIGRO” explicará posibles infracciones de seguridad que son situaciones de peligro inminente que darían como resultado la muerte o lesiones graves.



Voltaje Peligroso

El texto con un indicador de “Voltaje Peligroso” sirve para informar al usuario de peligros posibles como resultado de la carga eléctrica entregada al paciente en ciertas configuraciones del tratamiento de la forma de onda TENS.



NOTA:

A lo largo de este manual se puede encontrar “NOTA”. Estas Notas son información útil para ayudar en una zona o función particular que se está describiendo.

PRECAUCIONES DE SEGURIDAD

- **CUIDADO**



CUIDADO

- Lea, entienda y ponga en práctica las instrucciones de precaución y funcionamiento. Conozca las limitaciones y peligros relacionados con la utilización de cualquier aparato de estimulación eléctrica. Respete los rótulos de precaución y de funcionamiento colocados en la unidad.
- No ponga en funcionamiento el Sistema de Terapia Stim Power En un entorno en que se estén utilizando otros aparatos que radien a propósito energía electromagnética de una forma no protegida.
- La unidad de electroterapia se debe revisar rutinariamente antes de cada utilización para determinar que todos los controles funcionan con normalidad. También, determine que el control del tiempo de tratamiento interrumpe realmente la salida de energía de estimulación cuando el cronómetro alcanza el cero.
- NO utilice objetos afilados como la punta de un lápiz o bolígrafo en los conectores de la salida del equipo.
- Esta unidad se debe poner en funcionamiento, transportar y almacenar a Temperaturas entre 15° C y 40° C (59° F y 104° F), con un rango de Humedad Relativa de 30%-60%.
- Maneje el aplicador de electroterapia con cuidado, el uso inapropiado del aplicador de electroterapia puede afectar adversamente sus características.
- Inspeccione los cables del Sistema de Taparía Stim Power y los conectores relacionados antes de cada uso
- El Sistema de Terapia Stim Power no está diseñado para evitar la entrada de agua o líquidos. La entrada de agua o líquidos puede causar un fallo en los



CUIDADADO

componentes internos del sistema y por lo tanto crear un riesgo de lesión para el paciente.

PRECAUCIONES DE SEGURIDAD

- **ATENCIÓN**



ATENCIÓN

- La venta de estos aparatos está restringida a un médico o profesional autorizado o por orden suya. Este aparato se debe usar solo bajo la supervisión continua de un médico o de un profesional autorizado.
- Para la protección continua contra el peligro de incendio, cambie los fusibles solo por unos del mismo tipo y clasificación.
- Asegúrese de que la unidad está conectada eléctricamente a tierra conectándola solo a un enchufe de servicio eléctrico conectado a tierra de acuerdo con los códigos eléctricos nacional y local aplicables.
- Asegúrese de que la unidad está conectada eléctricamente a tierra conectándola solo a un enchufe de servicio eléctrico conectado a tierra de acuerdo con los códigos eléctricos nacional y local aplicables.
- Se debe tener cuidado cuando esté funcionando este equipo cerca de otro equipo. Pueden ocurrir potenciales interferencias electromagnéticas o de otro tipo a este equipo o al otro. Intente minimizar estas interferencias no utilizando otro equipo junto con este.
- No se ha probado la seguridad de las formas de onda TENS para utilizarlas durante el embarazo o nacimiento.
- TENS no es efectiva para dolor de origen central. (Esto incluye dolor de

ATENCIÓN

cabeza.)

- TENS se debe usar solo bajo la supervisión continua de un médico o de un profesional autorizado.
- Las formas de onda TENS no tienen valor curativo.
- TENS es un tratamiento sintomático, y como tal, suprime la sensación de dolor que serviría de otra forma como un mecanismo protector.
- El usuario debe mantener el aparato fuera del alcance de los niños.
- El equipo de monitoreo electrónico (como monitores ECG y alarmas ECG) puede no funcionar adecuadamente cuando se está utilizando estimulación TENS.
- Los estimuladores musculares por energía se deben utilizar solo con los cables y electrodos recomendados por el fabricante para su uso.

PRECAUCIONES DE SEGURIDAD

- **ATENCION**

ATENCIÓN

- Antes de administrar cualquier tratamiento a un paciente, familiarícese con los procedimientos operativos de todos los modos de tratamiento disponibles, además de con las indicaciones, contraindicaciones, atenciones y precauciones. Consulte otros recursos para obtener información adicional relacionada con la aplicación de Electroterapia.
- Para evitar una descarga eléctrica, desconecte la unidad de la fuente de energía antes de intentar cualquier procedimiento de mantenimiento.


ATENCIÓN

- Mantenga los electrodos separados durante el tratamiento. Los electrodos en contacto entre sí pueden causar una estimulación inadecuada o quemaduras en la piel.
- No se conocen los efectos a largo plazo de la estimulación eléctrica crónica.

PRECAUCIONES DE SEGURIDAD

- **PELIGRO**

PELIGRO

- El estímulo entregado por las formas de onda TENS de este aparato, en determinadas configuraciones, entregará una carga de 25 microculombios (μC) o mayor por pulso y puede ser suficiente para causar electrocución. La corriente eléctrica de esta magnitud no puede fluir por el tórax ya que puede causar una arritmia cardiaca. 
- Los pacientes con un aparato de neuroestimulación implantado no se deben tratar ni estar cerca de cualquier diatermia de onda corta, diatermia de microondas, diatermia de ultrasonidos terapéuticos, o diatermia láser en ninguna parte del cuerpo. La energía de la diatermia (onda corta, microondas, ultrasonido, y láser) se pueden transferir a través del sistema de neuroestimulación implantado, puede causar un daño al tejido, y puede dar como resultado una lesión grave o la muerte. Durante la terapia de diatermia puede ocurrir una lesión, un daño, o la muerte incluso si el sistema de neuroestimulación implantado está “apagado”.

PRECAUCIONES DE SEGURIDAD

• INDICACIONES, CONTRAINDICACIONES Y EFECTOS ADVERSOS DE LA ELECTROTERAPIA

Indicaciones para formas de onda VMS, VMS Burst, , TENS.

- Relajación de espasmos musculares.
- Prevención o retraso de atrofia por desuso.
- Aumento de la circulación sanguínea local.
- Reeduación muscular.
- Mantenimiento o aumento del rango de movimiento.

Indicaciones adicionales para formas de onda de VMS™, VMS™ Burst, y TENS.

- Alivio sintomático y tratamiento del dolor crónico, intratable.
- Dolor agudo postraumático.
- Dolor agudo posquirúrgico.

Contraindicaciones

- Este aparato no se debe utilizar para alivio del dolor local sintomático a menos que esté establecida la etiología o a menos que se haya diagnosticado un síndrome del dolor.
- Este aparato no se debe utilizar cuando haya lesiones cancerosas presentes en la zona de tratamiento.
- No se debe aplicar estimulación en zonas hinchadas, infectadas, inflamadas o en erupciones cutáneas, p. ej. flebitis, tromboflebitis, venas varicosas, etc.

- Otras contraindicaciones son los pacientes que se sospecha que tienen enfermedades infecciosas graves y/o enfermedades en que se aconseja, para propósito médico general, suprimir el calor o las fiebres.
- Se debe evitar la colocación del electrodo que aplica corriente en la región del seno carótida (cuello anterior) o transcerebelarmente (por la cabeza).
- No se ha establecido la seguridad para el uso de estimulación eléctrica terapéutica durante el embarazo.
- No se deben usar estimuladores musculares de energía en pacientes con marcapasos de demanda cardiaca.
- No debe haber ningún uso de las formas de onda TENS en pacientes con marcapasos de demanda cardiaca.

PRECAUCIONES DE SEGURIDAD

- **INDICACIONES, CONTRAINDICACIONES Y EFECTOS ADVERSOS DE LA ELECTROTERRAPIA**

Precauciones Adicionales

- Se debe tener cuidado con pacientes que se sospeche o se les hayan diagnosticado problemas de corazón.
- Se debe tener cuidado con pacientes que se sospeche o se les haya diagnosticado epilepsia.
- Se debe tener cuidado en presencia de lo siguiente:
 1. Cuando haya una tendencia a hemorragia seguida de trauma o fractura graves.
 2. Después de procedimientos quirúrgicos graves cuando la contracción muscular pueda afectar al proceso de cicatrización.
 3. Sobre úteros menstruando o embarazados; sobre zonas de la piel con falta de sensibilidad normal.

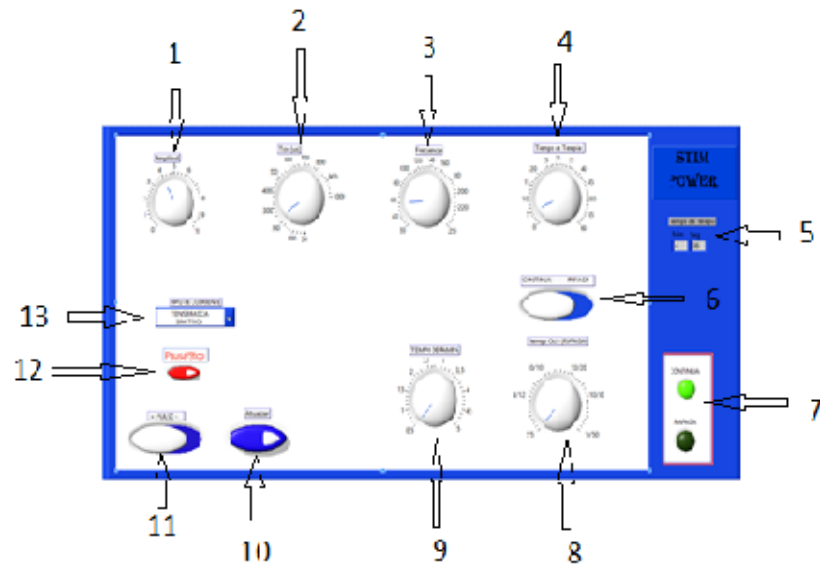
- Algunos pacientes pueden experimentar irritación en la piel o hipersensibilidad debido a la estimulación eléctrica o al medio conductor de electricidad. La irritación se puede reducir normalmente utilizando un medio conductor alternativo o una colocación del electrodo alternativa.
- La colocación del electrodo y los ajustes de la estimulación se deben basar en los consejos del profesional que lo prescribe.
- Los estimuladores musculares por energía se deben utilizar solo con los cables conductores y electrodos recomendados por el fabricante para su uso.

Efectos Adversos

- Se ha informado de irritación cutánea y quemaduras debajo de los electrodos con el uso de estimuladores musculares por energía.
- Efectos adversos potenciales con TENS son irritación cutánea y quemaduras del electrodo.

NOMENCLATURA

- Interfaz de usuario virtual

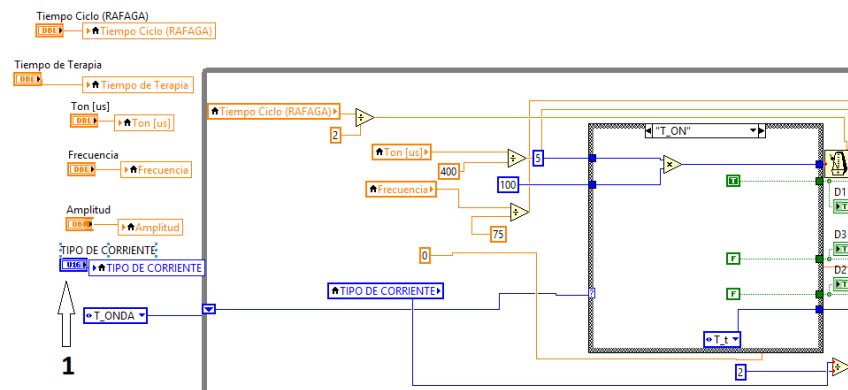


1. Control de intensidad.
2. Control de ancho de pulso (PW).
3. Control de frecuencia.
4. Perilla selectora de tiempo tratamiento.
5. Indicador de tiempo tratamiento del estado actual de la terapia.
6. Selector de modo de señal.
7. Indicador del modo de la señal.
8. Controlador de tiempos en modo ráfaga.
9. Controlado de la rampa ascendente del pulso.
10. Botón para actualización de datos.
11. Selector de pulso negativo o positivo, únicamente para la señal Tens rectangular monofásica.
12. Botón de stop.
13. Selector de los pulsos de corriente.

NOMENCLATURA

- **Interfaz de programación virtual**

En el caso de que un profesional de la salud decida utilizar este equipo en el campo de la investigación y le sea necesario incluir un tipo de señal, es necesario mencionarla en la interfaz de programación para a si seleccionarla en el equipo.





1. En este punto podremos modificar o añadir los pulsos de corrientes que el investigador desea añadir los parámetros como frecuencia, PW, no se deben manipular ya que estos son los valores adecuados para el perfecto funcionamiento del módulo de la fuente de corriente.

! ATENCIÓN

No manipular los parámetros como FRECUENCIA Y PW, ya que estos fueron seleccionados por el diseñador del equipo para su perfecto funcionamiento, en caso de ser manipulado el equipo puede sufrir daños severos.

Interfaz de programación del micro controlador

Se basó este micro controlador en un lenguaje de programación de alto nivel, esto fue pensado en el uso de este prototipo para la investigación, ya que un profesional de la salud que no cuente con amplios conocimientos de programación podrá manipular el equipo para generar los pulsos que conlleve su investigación.

 PELIGRO	
	Tener cuidado a la hora de generar las señales de investigación ya que al dar un mal uso y no cerciorarse de su funcionamiento puede causar daños al paciente.

ESPECIFICACIONES



- **Especificaciones de la forma onda**

TENS – Bifásica Asimétrica 

La forma de onda Bifásica Asimétrica tiene una duración de pulso corta. Puede producir estimulación fuerte de las fibras nerviosas en la piel además de producirla en el tejido muscular. Esta forma de onda se usa a menudo en aparatos TENS. Debido a su pulso corto, el paciente normalmente tolera bien la corriente, incluso a intensidades relativamente altas.

Intensidad de salida0-120mA
PW.....20-1000µseg
Frecuencia.....20-250Hz

Frecuencia Ráfaga.....5/5-4/12-10/10-10/20-10/30
 Rampa.....0.5-5seg
 Tiempo de Tratamiento.....1-60 min.
 PW del pulso negativo.....800µseg

 PELIGRO	
	<p>El estímulo entregado por las formas de onda TENS de este aparato, en determinadas configuraciones, entregará una carga de 25 micro coulombios (μC) o mayor por pulso y puede ser suficiente para causar electrocución. La corriente eléctrica de esta magnitud no puede fluir por el tórax ya que puede causar una arritmia cardíaca.</p>

TENS – Bifásica Simétrica 

La forma de onda Bifásica Simétrica tiene una duración de pulso corta y puede producir estimulación fuerte de las fibras nerviosas de la piel y en del músculo. Esta forma de onda se usa a menudo en unidades de estimulación muscular portátiles, y algunos aparatos TENS. Debido a su duración pulso corta, el paciente normalmente tolera bien la corriente, incluso a intensidades relativamente altas.

Intensidad..... 0-120mA
 PW.....20-1000µseg
 Frecuencia Ráfaga.....5/5-4/12-10/10-10/20-10/30
 Frecuencia.....20-250Hz
 Rampa.....0.5-5seg
 Tiempo de Tratamiento.....1-60 min.

ESPECIFICACIONES

- **Especificaciones de la forma onda**

TENS-Rectangular Alternada

La forma de onda Rectangular Alterna es una corriente bifásica interrumpida con una forma de pulso rectangular. Esta forma de onda se usa normalmente como una aplicación del tratamiento del dolor.

Intensidad.....	0-120mA
PW.....	20-1000µseg
Frecuencia Ráfaga.....	5/5-4/12-10/10-10/20-10/30
Frecuencia.....	20-250Hz
Rampa.....	0.5-5seg
Tiempo de Tratamiento.....	1-60 min.



PELIGRO



El estímulo entregado por las formas de onda TENS de este aparato, en determinadas configuraciones, entregará una carga de 25 microculombios (μC) o mayor por pulso y puede ser suficiente para causar electrocución. La corriente eléctrica de esta magnitud no puede fluir por el tórax ya que puede causar una arritmia cardiaca.

TENS- Rectangular Monofásica

La forma de onda Rectangular Monofásica es una corriente Unidireccional interrumpida con una forma de pulso rectangular. Esta forma de onda se usa normalmente con pruebas de electro diagnóstico y clínicamente para estimular músculo desnervado.

Intensidad..... 0-120mA
PW.....20-1000µseg
Frecuencia Ráfaga.....5/5-4/12-10/10-10/20-10/30
Rampa.....0.5-5seg
Frecuencia.....20-250Hz
Tiempo de Tratamiento.....1-60 min.
Pulso de tratamiento.....+/-




PELIGRO



El estímulo entregado por las formas de onda TENS de este aparato, en determinadas configuraciones, entregará una carga de 25 microculombios (μC) o mayor por pulso y puede ser suficiente para causar electrocución. La corriente eléctrica de esta magnitud no puede fluir por el tórax ya que puede causar una arritmia cardiaca.

ESPECIFICACIONES

Especificaciones de la forma onda

VMS.TM 

VMS es una forma de onda bifásica simétrica con un intervalo interface de 100µseg. Debido al pulso relativamente corto, la forma de onda tiene una carga en la piel baja, haciéndola idónea para aplicaciones que requieren intensidades altas, como en protocolos de fortalecimiento muscular.

Intensidad..... 0-120mA
PW.....20-1000µseg
Frecuencia Ráfaga.....5/5-4/12-10/10-10/20-10/30
Frecuencia.....20-250Hz
Rampa.....0.5-5seg
Tiempo de Tratamiento.....1-60 min.

BURST VMS.TM 

Burst VMS es una forma de onda bifásica simétrica entregada en una forma de ráfaga. Debido al pulso relativamente corto, la forma de onda tiene una carga en la piel baja, haciéndola idónea para aplicaciones que requieren intensidades altas, como en protocolos de fortalecimiento muscular.

Intensidad..... 0-120mA
PW.....20-1000µseg
Frecuencia Ráfaga.....5/5-4/12-10/10-10/20-10/30
Frecuencia.....20-250Hz

Rampa.....0.5-5seg
Tiempo de Tratamiento.....1-60 min.

Preparación del paciente

- **Preparación del paciente para electroterapia**

Colocación de electrodos

- Examine la piel por si tiene heridas y limpie la piel.
- Aplique los electrodos en la zona de tratamiento.
- Asegúrese de que los electrodos están aplicados firmemente a la piel.
- Asegúrese del buen contacto entre cada electrodo y la piel.
- Compruebe con regularidad el contacto del electrodo durante el tratamiento.
- Examine la piel otra vez después del tratamiento.
- Elija electrodos que se ajusten a la anatomía.
- Siga las instrucciones del fabricante del electrodo.

ATENCIÓN

- Mantenga los electrodos separados durante el tratamiento. Los electrodos en contacto entre sí pueden causar una estimulación inadecuada o quemaduras en la piel.
- La densidad de corriente de salida está relacionada con el tamaño del electrodo. La aplicación inadecuada puede dar como resultado una lesión en el paciente. Si surge cualquier duda sobre el tamaño del electrodo, consulte con un profesional autorizado antes de la sesión de terapia.
- Los estimuladores musculares por energía se deben utilizar solo con los cables y electrodos recomendados por el fabricante para su uso.

Preparación del equipo

- **Instrucciones para un uso adecuado del Stim Power**

1. Se debe asegurar que la entrada del equipo se encuentre conectada, en buen estado y que la red eléctrica suministrada para su funcionamiento cumpla con los requisitos apropiados.
2. Garantícese que los electrodos estén en buen estado, se encuentre conectados al equipo y que no exista algún tipo de unión entre ellos.
3. Asegúrese que se establezca una conexión entre el sistema virtual (Pc u Ordenador) y la tarjeta Stim Power.
4. Garantice que la perrilla del control de intensidad se encuentre en cero.
5. Seleccione el tipo de corriente que desea aplicar como se indica en el numeral 13 en la interfaz de programación virtual.
6. seleccione los parámetros requeridos para el tipo de estimulación eléctrica deseado en la interfaz virtual los cuales son:
 - Frecuencia de estimulación.
 - PW (Ancho de pulso).
 - Amplitud (se incrementa de manera ascendente buscando una sensación cómoda para el paciente).
 - Tiempo de tratamiento.
 - Modo de la señal (Continua-Ráfaga).
 - Tiempo de ciclo (controla los tiempos de inactivo y activo de la señal).
 - Rampa (permite graduar de forma progresiva la amplitud de la señal hasta obtener el 100% del valor seleccionado buscando mayor aceptación del paciente logrando que el estímulo sea lo más agradable posible).
7. Inicie el sistema virtual y enseguida encienda el equipo.
8. Pulse en el sistema virtual el botón actualizar.

9. cada vez que realice un cambio en el sistema virtual seleccione el botón actualizar para asegurarse que el cambio deseado se establezca.