

Universidad Nacional del Altiplano

**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA,
ELECTRÓNICA Y SISTEMAS**

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



TESIS

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTRO
ESTIMULADOR PARA TRATAMIENTO DE PROBLEMAS
NEUROLÓGICOS EN CANES DOMÉSTICOS DE LA
CIUDAD DE PUNO”**

PRESENTADO POR:

EFRAIN ISAIAS QUISPE CALSÍN

PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO ELECTRÓNICO

PUNO – PERÚ

2014

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL ALTIPLANO - PUNO

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y SISTEMAS

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTRO ESTIMULADOR
PARA TRATAMIENTO DE PROBLEMAS NEUROLÓGICOS EN CANES
DOMÉSTICOS DE LA CIUDAD DE PUNO”**

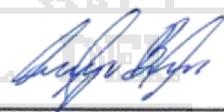
TESIS PRESENTADA POR:

EFRAIN ISAIAS QUISPE CALSÍN

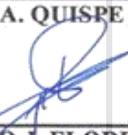
PARA OPTAR EL TÍTULO DE:

INGENIERO ELECTRÓNICO**APROBADA POR EL JURADO REVISOR CONFORMADO POR:**

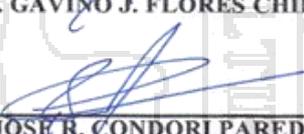
PRESIDENTE :


Mg. MARCO A. QUISPE BARRA

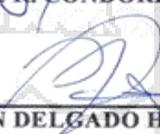
PRIMER MIEMBRO :


M.Sc. GAVINO J. FLORES CHIPANA

SEGUNDO MIEMBRO :


Ing. JOSÉ R. CONDORI PAREDES

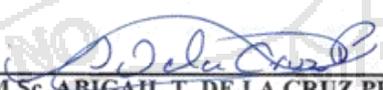
DIRECTOR DE TESIS :


Mg. IVÁN DELGADO HUAYTA

ASESOR DE TESIS 1 :


M.Sc. DAVID SALINAS MENDOZA

ASESOR DE TESIS 2 :


M.Sc. ABIGAIL T. DE LA CRUZ PÉREZ

PUNO – PERÚ

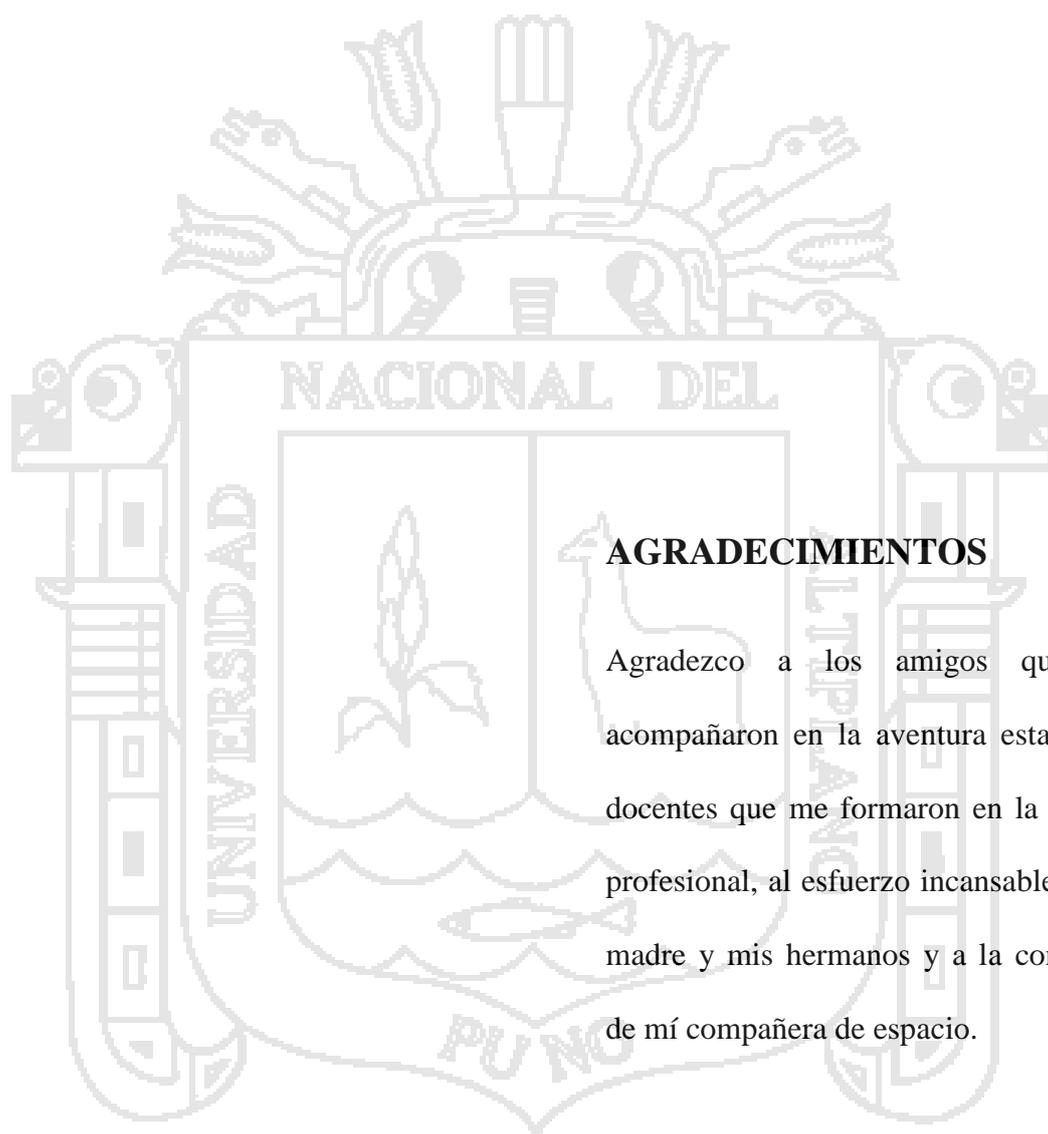
2014

ÁREA: Automatización e instrumentación**TEMA: Aplicaciones biomédicas**



DEDICATORIA

*Primordialmente a mi madre Martina Calsin
Condori, a mis hermanos por su esfuerzo en
salir adelante, al recuerdo de mi padre y a
un gran amigo mío que ya no está a mi lado,
Beethoven mi perro.*



AGRADECIMIENTOS

Agradezco a los amigos que me acompañaron en la aventura esta, a los docentes que me formaron en la carrera profesional, al esfuerzo incansable de mi madre y mis hermanos y a la compañía de mi compañera de espacio.

ÍNDICE

RESUMEN.....	10
ABSTRAC	10
INTRODUCCIÓN	13
CAPÍTULO I: PROBLEMA, ANTECEDENTES Y OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	15
1.1.PROBLEMA.....	16
1.1.1. Planteamiento del Problema	16
1.1.2. Formulación de Problema	16
1.2. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN.....	17
1.3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	19
1.3.1. OBJETIVO GENERAL.....	19
1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO, MARCO CONCEPTUAL E HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN	20
2.1. MARCO TEÓRICO.....	21
2.1.1. Fisiología del Sistema Nervioso	21
2.1.2. Sistema Muscular Anatomía del Perro	22
2.1.2.1. Músculos Superficiales del Perro.....	24
2.1.3. Miastenia Gravis Adquirida en Canes Domésticos	25
2.1.4. Fisioterapia Canina	25
2.1.4.1. Electro Estimulación el Canes Domésticos	28
2.1.5. La Onda Eléctrica	30
2.1.5.1. Elementos de Una Onda.....	30
2.1.6. Tipos de Onda.....	32
2.1.6.1. Onda Cuadrada.....	32
2.1.6.2. Onda Triangular	33
2.1.6.3. Onda Sinusoidal.....	34

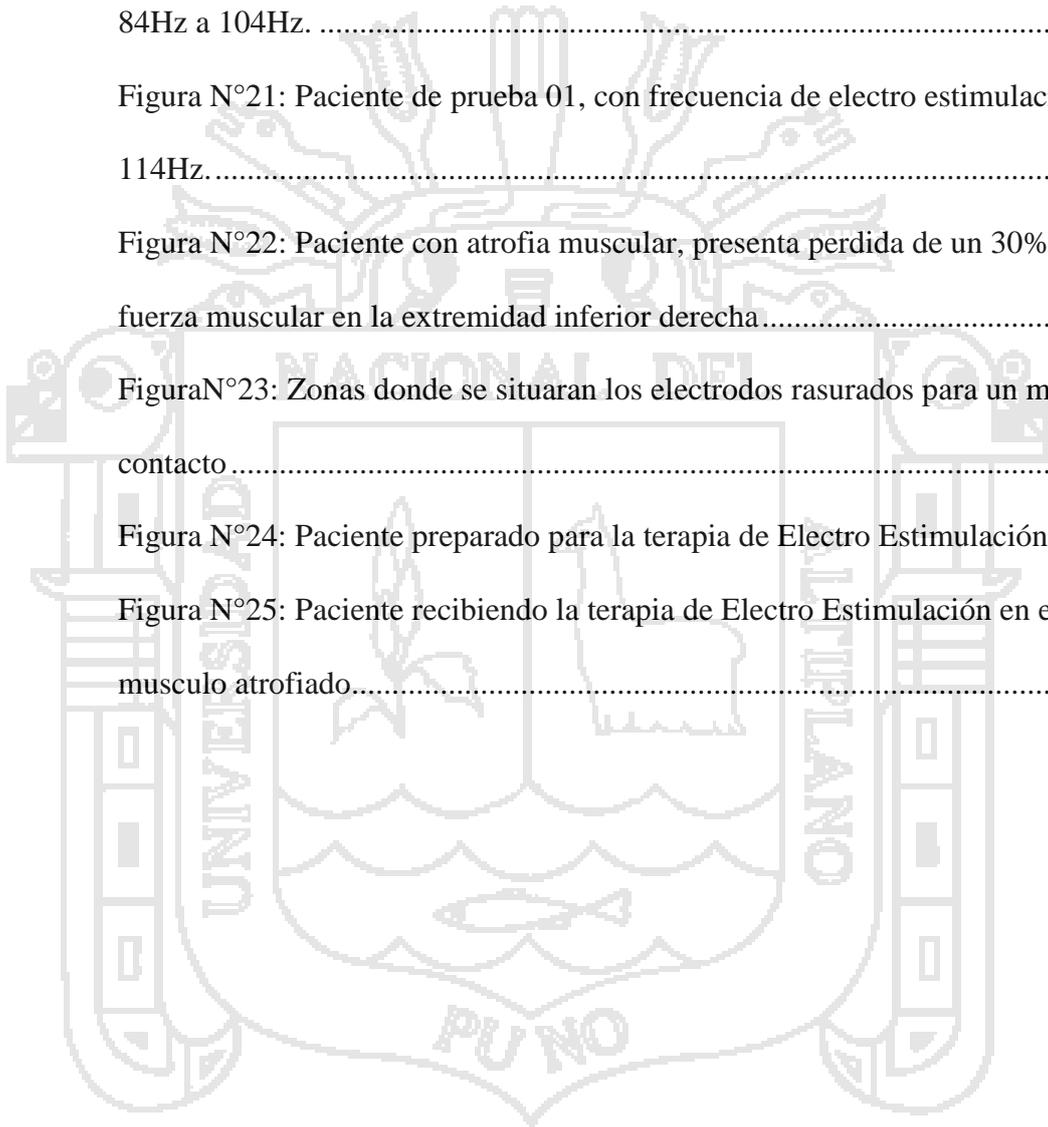
2.2.	MARCO CONCEPTUAL.....	35
2.2.1.	Electro Terapia.....	35
2.2.2.	Electroanalgesia.....	35
2.2.3.	Histología.....	36
2.2.4.	Corriente Farádica.....	36
2.2.5.	Cronaxia.....	37
2.2.6.	Elongación (Física).....	38
2.2.7.	Oscilación.....	38
2.2.8.	SlewRate.....	39
2.2.9.	Simuladores de Circuitos Electrónicos.....	39
2.2.10.	Configuración Astable.....	40
2.2.11.	Transformador.....	40
2.3.	HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN.....	42
2.3.1.	FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS.....	42
2.3.1.1.	HIPOTESIS ESPECIFICAS.....	42
2.3.1.2.	VARIABLES DE ESTUDIO E INDICADORES.....	43
CAPÍTULO III: METODOLOGÍA Y DISEÑO DE INGENIERÍA		44
3.1.	METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN.....	45
3.1.1.	TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	45
3.1.2.	TÉCNICAS:.....	45
3.1.3.	INSTRUMENTOS:.....	45
3.2.	DISEÑO DE INGENIERÍA.....	46
3.2.1	ECUACIONES OBTENER FRECUENCIAS MAXIMA Y MINIMA PARA EL DISEÑO DEL CIRCUITO DEL DISPOSITIVO ..	46
3.2.1.1.	DISEÑO DEL GENERADOR DE PULSOS.....	47
3.2.2.	OPCIONES DE CONFIGURACIONES DE CIRCUITOS APLICADORES PARA CUMPLIR CON LOS REQUERIMIENTOS DEL DISEÑO.....	48
3.2.2.1.	DISEÑO DEL CIRCUITO AMPLIFICADOR.....	49
3.2.3.	OPCIONES PARA LA AMPLIFICACION DE LA SEÑAL SEGÚN LOS REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.....	51
3.2.3.1.	AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL DE SALIDA.....	52
3.2.4.	ELECTRODOS.....	52
3.2.4.1.	ELECTRODOS SUPERFICIALES.....	53

3.2.5.	OPCIONES DE DISEÑO DE FUENTES DE ALIMENTACIÓN	54
3.2.5.1.	DISEÑO DE LA FUENTE ALIMENTACIÓN SIMÉTRICA..	54
CAPÍTULO IV: CARACTERIZACIÓN DEL ÁREA DE INVESTIGACIÓN.....		57
4.1.	ÁREA DE ESTUDIO.....	58
CAPÍTULO V: EXPOSICIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE INVESTIGACIÓN		60
5.1.	CONTRASTACIÓN DE LA HIPÓTESIS	61
5.1.1.	PRUEBAS DEL DISEÑO POR ETAPAS DEL DISPOSITIVO DE ELECTRO ESTIMULACIÓN	61
5.1.2.	DISPOSITIVO DE ELECTRO ESTIMULACIÓN IMPLEMENTADO	63
5.2.	PRUEBAS DEL DISPOSITIVO Y EXPERIMENTOS CON PACIENTES CON ATROFIA NEUROMUSCULAR	65
5.2.1.	Experimento N°1: Prueba del Dispositivo en laboratorio	65
5.2.2.	Experimento N°2: Prueba con el Cadáver de un Can Doméstico (Perro) en los Laboratorios de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia	66
5.2.3.	Experimento N°3: Probar que el Can Doméstico (Perro) Tolere los Pulsos del Electro Estimulador	67
5.2.4.	Experimento N°4: Se Aplicó el Dispositivo de Electro Estimulación a un Felino Doméstico (Gato)	69
5.2.5.	Experimento N°5: Se Aplicó el Dispositivo de Electro Estimulación a un Paciente con Atrofia Muscular por Causa de Accidente Vehicular	70
5.2.6.	Experimento N°6:Se Aplicó el Dispositivo de Electro Estimulación a un Paciente con Parálisis Completa de sus miembros Inferiores.....	74
CONCLUSIONES.....		75
RECOMENDACIONES		77
BIBLIOGRAFÍA.....		78
ANEXOS.....		80

ÍNDICE DE FIGURAS

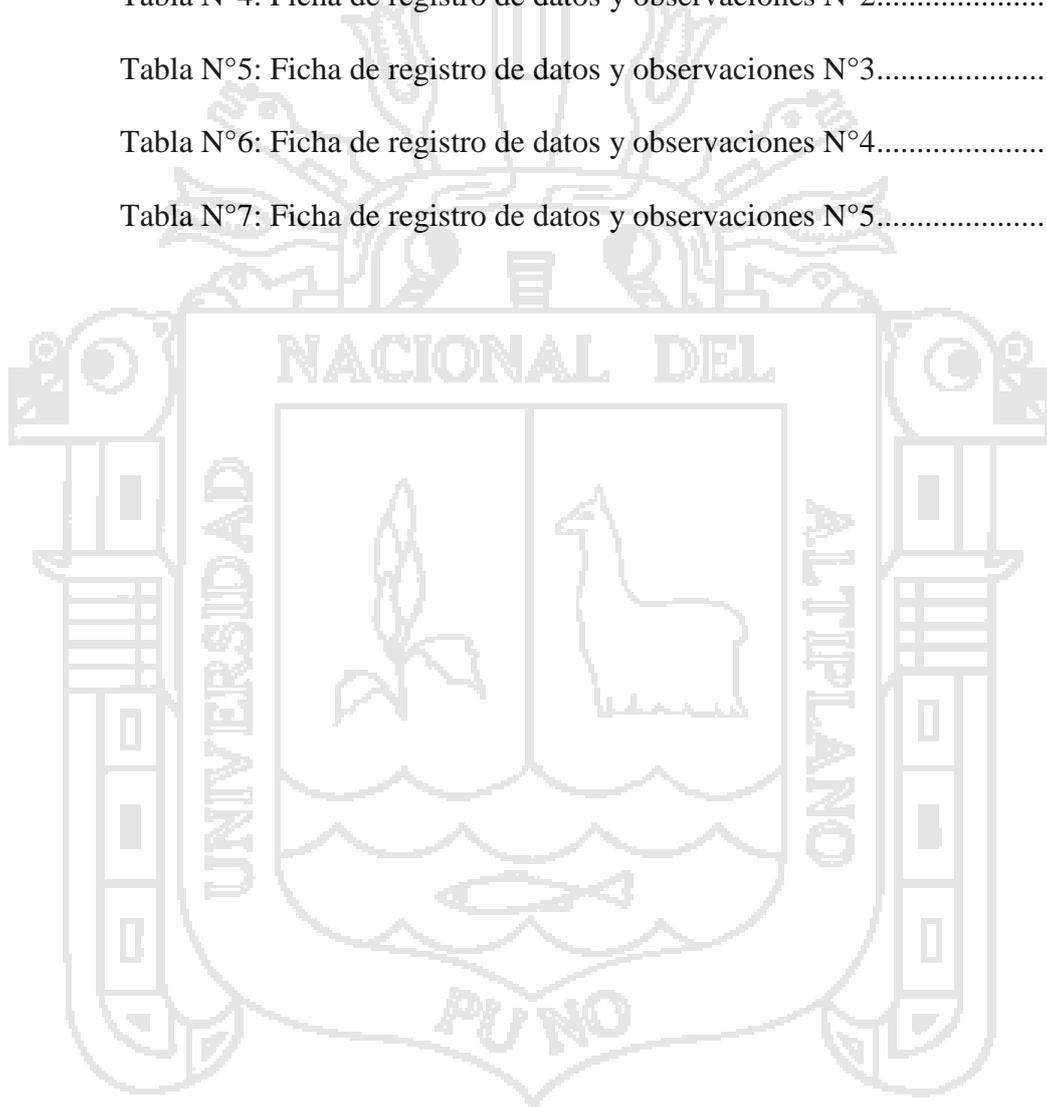
Figura N°1: Diferentes tipos estructurales de neuronas.....	22
Figura N°2: Músculos Superficiales del Perro	24
Figura N°3: Onda Cuadrada Par	32
Figura N°4: Onda Triangular.....	33
Figura N°5: Onda Sinusoidal.....	34
Figura N°6: Circuito Esquemático del Generador de Pulsos y Amplificador Acoplados.....	51
Figura N°7: Pulso Cuadrada de Entrada al Transformador y Pulso Farádico a la salida del mismo.....	52
Figura N°8: Par de Electrodo Superficiales.....	53
Figura N°9: Circuito Esquemático de la Fuente Simétrica.....	56
Figura N°10: Universidad Nacional del Altiplano Puno	58
Figura N°11: Clínica Veterinaria SEBISVET, Ubicado en el centro comercial plaza Jr. Tacna cuadra 1	59
Figura N°12: Clínica Veterinaria SEBISVET, Ubicado en el centro comercial plaza Jr. Tacna cuadra 1	59
Figura N°13: Pulsos generados por el 555, preestablecido	62
Figura N°14: Pulsos generados por el 555, preestablecido	62
Figura N°15: Onda farádica, generada por la amplificación del transformador, trabajando a 69Hz.	63
Figura N°16: Instrumentos del Laboratorio de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica	64
Figura N°17: Dispositivo de Electro Estimulación implementado.....	64

Figura N°18: Pruebas realizadas para verificar que el dispositivo no cause molestia.....	65
Figura N°19: Paciente de prueba 01, con frecuencia de electro estimulación de 64Hz.....	68
Figura N°20: Paciente de prueba 01, con frecuencia de electro estimulación de 84Hz a 104Hz.	68
Figura N°21: Paciente de prueba 01, con frecuencia de electro estimulación de 114Hz.....	69
Figura N°22: Paciente con atrofia muscular, presenta perdida de un 30% de fuerza muscular en la extremidad inferior derecha.....	71
FiguraN°23: Zonas donde se situaran los electrodos rasurados para un mejor contacto.....	72
Figura N°24: Paciente preparado para la terapia de Electro Estimulación.....	72
Figura N°25: Paciente recibiendo la terapia de Electro Estimulación en el musculo atrofiado.....	73



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N°1: Rangos y Tiempos de Aplicación del Electro Estimulador	29
Tabla N°2: Variables Independientes y Dependientes.....	43
Tabla N°3: Ficha de registro de datos y observaciones N°1.....	66
Tabla N°4: Ficha de registro de datos y observaciones N°2.....	67
Tabla N°5: Ficha de registro de datos y observaciones N°3.....	70
Tabla N°6: Ficha de registro de datos y observaciones N°4.....	73
Tabla N°7: Ficha de registro de datos y observaciones N°5.....	74



RESUMEN

El presente proyecto se basa en el diseño y la implementación de un Electro Estimulador, dispositivo biomédico de asistencia desarrollado para tratar músculos atrofiados en canes domésticos, provocados por accidentes generalmente o por trastorno neurológico. El proyecto es un trabajo multidisciplinario que compete a la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia y a la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica. Tomando previos antecedentes como guía 2010 Pontificia Universidad Católica del Perú, 2008 Instituto Tecnológico de Mérida (Yucatán – México) y 2008 Universidades Politécnica Salesiana (Cuenca – Ecuador).

El dispositivo final implementado consta de tres etapas, primera etapa un generador de pulsos, segunda etapa un sistema de amplificación y tercera etapa una fuente simétrica. El dispositivo genera un impulso en corriente o voltaje adecuado, usamos pulsos bifásicos rectangulares modulando la frecuencia de dichos pulsos para que pueda contraer y relajar el musculo atrofiado. Las fórmulas y conceptos que se usaron dentro de este proyecto fueron para calcular valores de los materiales para trabajar con el LM555N y obtener frecuencias mínima 64Hz y máxima 114Hz deseadas, para la etapa de amplificación usamos transistores BD139 y BD140, para la alimentación una fuente simétrica de $\pm 10v$.

Con el dispositivo implementado se hizo pruebas en la facultad de Veterinaria y la clínica veterinaria Sebisvet comprobando que el dispositivo no genere daño o dolor alguno en futuros pacientes con tratamiento de electro

estimulación, con resultados favorables en canes y felinos domésticos, logrando el objetivo de diseñar e implementar un Electro Estimulador económico, portátil y de fácil manejo.

Palabras clave: *Biomédico, atrofiados, multidisciplinario, impulso, bifásico.*



ABSTRAC

This project is based on the design and implementation of an Electro Stimulator biomedical assistive device developed to treat atrophied muscles in domestic dogs, usually caused by injury or neurological disorder. The project is a multidisciplinary task that falls to the Faculty of Veterinary Medicine and the Professional School of Electronic Engineering. Taking previous history guide 2010 Pontifical Catholic University of Peru, 2008 Technological Institute of Mérida (Yucatán - Mexico) and 2008 Salesian Polytechnic University (Cuenca - Ecuador).

The terminal implemented in three stages, the first stage of a pulse generator, a system of second stage and third stage amplification symmetric source. The device generates a pulse appropriate voltage or current, use rectangular biphasic pulses modulating the frequency of those pulses that can contract and relax the muscle atrophied. The formulas and concepts used in this project were to calculate values of materials to work with and get LM555N low frequencies 64Hz and 114Hz maximum desired, for amplification step BD139 and BD140 transistors used for feeding a symmetric source of $\pm 10V$.

With the implemented test device was on the faculty of veterinary medicine and veterinary clinic Sebisvet checking that the device does not generate any harm or pain in future treatment of patients with electro stimulation, with favorable results in dogs and domestic cats, achieving the goal of designing Electro Stimulation and implement an inexpensive, portable and easy to use.

Keywords: *Biomedical, atrophied, multidisciplinary, pulse biphasic.*

INTRODUCCIÓN

El electro estimulador o estimulador eléctrico funcional, es un dispositivo biomédico de asistencia en el desarrollo de fortalecimiento muscular, firmeza muscular, fuerza y resistencia, entre otros diferentes fines a los cuales se va dirigiendo el uso del electro estimulador, como en este caso tomado para restaurar funciones motoras perdidas aplicando el dispositivo para un tratamiento de rehabilitación alternativa o en casos especiales como único medio de tratamiento, dicho dispositivo en el presente trabajo se orienta ya no a la asistencia a humanos si no a la asistencia de animales menores, en este caso a los perros, lo cual marca una brecha importante puesto que los humanos tenemos la conciencia de reconocer que nuestro cuerpo ha sufrido algún tipo de daño, para lo cual necesitamos rehabilitarnos y por consiguiente decidimos hacerlo o no, lo cual en nuestras mascotas no se da la pregunta de si necesitan rehabilitarse o no, y luego como lo harán, puesto que carecen del nivel de discernimiento del cual contamos los humanos.

Actualmente pocos centros veterinarios en el Perú cuentan con dispositivos de estimulación eléctrica para rehabilitación de deficiencias neurológicas generadas por enfermedades propias de los canes o por accidentes físicos y dentro de nuestra Región Puno no se cuenta con tales dispositivos, esto ocasiona oportunidades poco favorables de obtener una buena rehabilitación para darles una buena calidad de vida a los canes domésticos que sufran dichos males.

El estimulador genera un estímulo en corriente o voltaje, adecuado y tolerable para la activación neuromuscular mediante pulsos bifásicos rectangulares con

modulación o con patrones de n-pulsos así fijando la frecuencia y la amplitud de dichos pulsos que contraerán y relajarán los músculos tratados para que estos puedan recuperar su capacidad motora, fortaleciendo el musculo afectado.

Para poder diseñar el electro estimulador es necesario realizar cálculos matemáticos para obtener los valores de nuestros componentes electrónicos a utilizar en la construcción de este, dichos cálculos son para obtener los rangos de trabajo deseados del generador para así no dañar la integridad del paciente y pueda recibir pulsos que pueda tolerar su cuerpo.

El electro estimulador ya implementado cuenta con tres circuitos para el funcionamiento de este. Uno, el circuito de una fuente de alimentación simétrica de 12v o 10v que brinda carga positiva y negativa necesaria para los pulsos de salida del dispositivo final y con una fuente variable podremos variar amplitud de carga. Dos, el circuito de un generador de ondas rectangulares que variaran la frecuencia con las que se mandaran los pulsos. Tres, un circuito de amplificador con terminal final los electrodos. El dispositivo de Electro Estimulación ya implementado es portátil, de fácil manejo y bajo costo.



1.1. PROBLEMA

1.1.1. Planteamiento del Problema

La discapacidad del libre movimiento es la incapacidad que tienen algunos canes domésticos (perros), para poder moverse o correr con soltura, las cuales son facultades propias de una mascota. Las causas de ésta son variadas. Las más comunes son por causa de artrosis, displasia o problemas neurológicos causados por accidentes físicos, las cuales afectan los músculos o articulaciones en las extremidades de algunos animales menores.

Los accidentes físicos causan atrofia muscular, que impide la función parcial o total de uno o varios miembros en una mascota, lo cual imposibilita su libre movimiento y por consiguiente una buena calidad de vida, para esto requiere de manera complementaria o en algunos casos como único medio de tratamiento, la electroterapia, estos traumas por accidentes en la ciudad de Puno son del 3.58% (frecuencia de presentación de la casuística de la clínica veterinaria Sebisvet 2009- 2012).

Dentro de la ciudad de Puno las clínicas veterinarias no cuentan con servicios que presten rehabilitación pasivas en las mascotas que presentan estos daños en su fisiología.

1.1.2. Formulación de Problema

¿Cómo podemos realizar el tratamiento de problemas Neurológicos en canes Domésticos de la ciudad de Puno?

1.2. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

1. En agosto de 2010 se presentó el trabajo de fin de carrera “Diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz” en la Pontificia Universidad Católica del Perú - facultad de ciencias e ingeniería. (Manuel Zapata, 2010)
2. En el 2008 se presentó el trabajo de fin de carrera “Diseño y construcción de un electro estimulador clínico para fisioterapia y rehabilitación con cuatro módulos de aplicación” en la Universidad Politécnica Salesiana – Facultad de Ingenierías Carrera de Ingeniería Electrónica –Ecuador.(Freddy Bueno y Cristian Heredia, 2008)
3. En el 2008 se presentó el trabajo de fin de carrera “Diseño de un dispositivo generador de corrientes interferenciales para el tratamiento de patologías de origen muscular y circulatorio” en el Instituto Tecnológico de Mérida - México.(Álvaro Cortes, 2008)
4. El 28 de Octubre de 2008 se presentó el artículo titulado “Sistema Muscular. Anatomía del Perro” en el website Enciclopedia de los Animales.(Miguel Schweiz, 2008)
5. En el 2000 se presentó el artículo “Miastenia Gravis Adquirida en Caninos Domésticos” para el Hospital para Pequeñas Especies. Departamento de Medicina y Zootecnia para Pequeñas Especies para el Departamento de patología. Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia, Universidad Nacional Autónoma de México, D.F.(Marite Gonzáles y Francisco Trigo, 2000)

6. Actualmente podemos encontrar el artículo titulado “Terapias alternativas en la rehabilitación de nuestras mascotas” en el website de Dr. Robert, Hospital Veterinario.(Oscar Robert, 2007)
7. Actualmente podemos encontrar el artículo titulado “Electroestimulacióneb Perros, Electroestimulación para la Potenciación Muscular” en el websiteOrtocanis. (Disponible en internet en: www.ortocanis.com– Fecha de acceso mayo 2014)



1.3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un electro estimulador para tratamiento de problemas Neurológicos en canes domésticos de la ciudad de Puno.

1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Diseñar un generador de ondas cuadradas con frecuencias variables preestablecidas y cuyas duraciones de pulso sean variables en rangos preestablecidos.
2. Diseñar e implementar un circuito de adaptación de señal que le transmita de manera segura ésta al paciente las cargas a través de electrodos superficiales.
3. Conseguir la recuperación completa o parcial de pacientes a tratar (canino). Con problemas Neurológicos de la ciudad de Puno.
4. Implementar un Electro Estimulador para canes.



**CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO,
MARCO CONCEPTUAL E HIPÓTESIS
DE LA INVESTIGACIÓN**

2.1. MARCO TEÓRICO

2.1.1. Fisiología del Sistema Nervioso

El sistema nervioso del perro dividido en dos por el sistema nervioso central (SNC) el cual incluye al encéfalo (Cerebro, cerebelo y el tronco del encéfalo) y la médula espinal .y por el sistema nervioso periférico, formado por nervios craneales, espinales y nervios específicos.

A nivel anatómico-funcional el sistema nervioso se divide en sistema nervioso somático el cuál se encarga de las funciones voluntarias en el organismo (tacto, olor, movimiento muscular etc.) y en el sistema nervioso autónomo o vegetativo (Simpático y para simpático), cuya característica es la de regular las funciones involuntarias del organismo, como lo son el latido del corazón, funciones viscerales, movimiento intestinal etc. Su unidad celular es la neurona cuya función principal es la de enviar (Células motoras) y de recibir (Células sensitivas) estímulos a través de las fibras nerviosas.

Las funciones del SN a nivel fisiológico en el organismo del perro, son tres, la sensitiva (Función sensitiva) mediante los sentidos del gusto, el olfato, la audición, el tacto y la vista, de tal manera que las señales recibidas del exterior son captadas y procesadas (función procesadora) por los receptores del SNC, el cerebro, el cerebelo y la médula espinal y ser transmitidas mediante impulsos efectores hacia los músculos esqueléticos (Función motora).

En el sistema nervioso pues, se reúne, transporta, integra y disemina la información por medio de impulsos nerviosos eléctricos a través de las redes

nerviosas central y periférica. Las funciones del SN en el perro son variadas pero podemos decir en términos prácticos que su responsabilidad es permitir que el organismo sea capaz de reaccionar adecuadamente a los cambios que se produzcan en su entorno, adaptarse a él y poder sobrevivir. (Disponible en internet en: www.crianzacanina.com– Fecha de acceso: mayo2014)

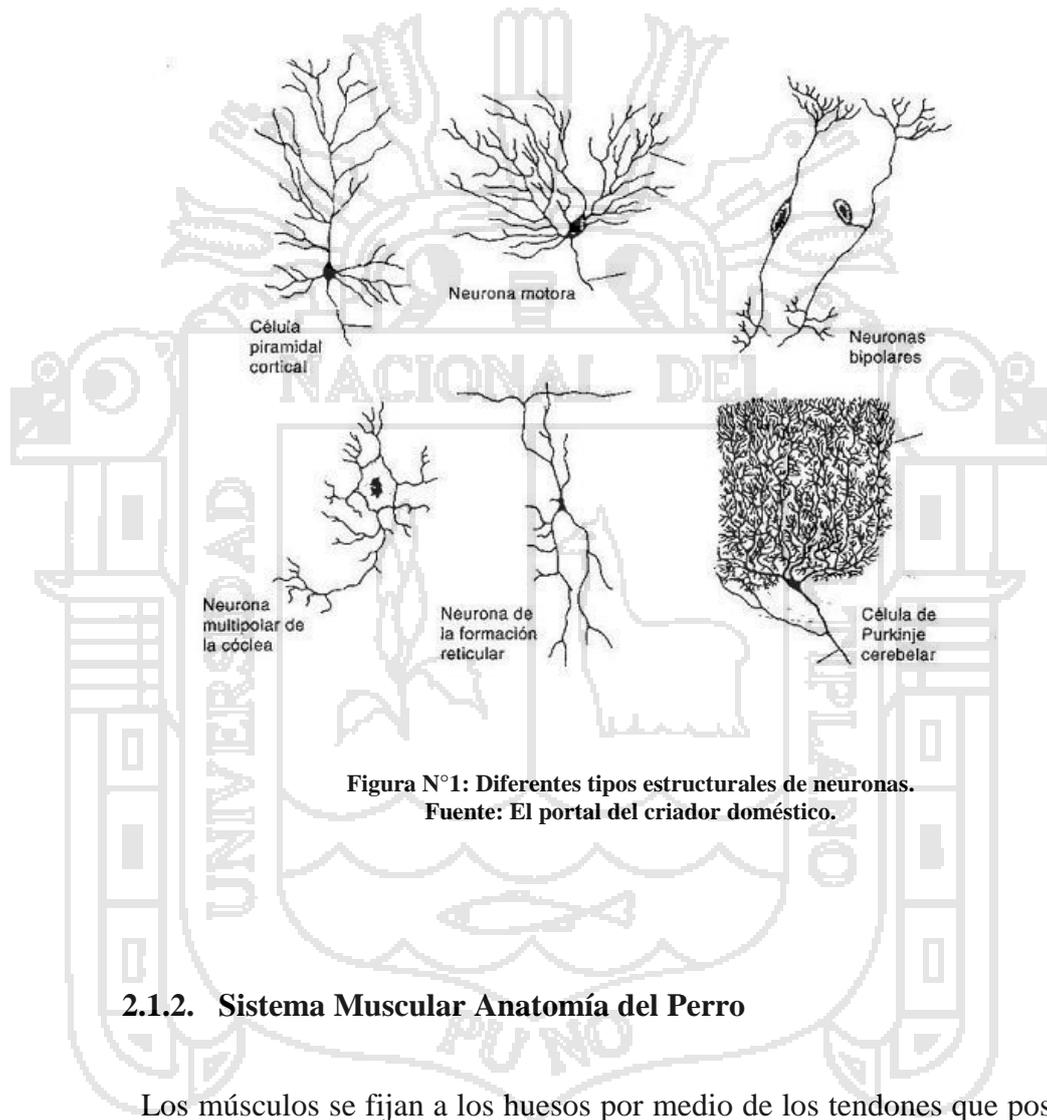


Figura N°1: Diferentes tipos estructurales de neuronas.
Fuente: El portal del criador doméstico.

2.1.2. Sistema Muscular Anatomía del Perro

Los músculos se fijan a los huesos por medio de los tendones que poseen un color blanco madreperla y son muy resistentes pero nada elásticos. Los músculos voluntarios se denominan estriados y se da el nombre de musculatura lisa a los músculos cuyo movimiento no está dirigido por la voluntad. Esta diferencia se debe a la naturaleza histológica de esas estructuras.

Los músculos causan la movilidad de las articulaciones óseas al contraerse y dilatarse, originando de esta manera el movimiento. Pero los músculos tienen también otras funciones: los que unen las costillas entre sí, por ejemplo, desarrollan un papel activo en la inspiración, mientras que la expiración, por el contrario, sucede pasivamente.

Otros músculos no actúan sobre los huesos pero sirven para abrir y cerrar los esfínteres naturales.

Por lo tanto, todos los movimientos efectuados, voluntarios o no, ponen en juego cierto número de músculos. Estos son de varios tipos:

Los músculos estriados, responsables de los movimientos voluntarios del esqueleto, de los globos oculares y de la lengua.

Los músculos lisos, responsables de los movimientos involuntarios de las vísceras.

El músculo cardíaco, con una estructura semejante a la del músculo estriado pero con un funcionamiento idéntico al músculo liso.

El cuerpo comprende alrededor de 400 músculos estriados, lo que representa el 40 a 60 % del peso corporal. De manera general, estos músculos se insertan en las piezas óseas por medio de tendones. (Miguel Schweiz. 2008)

2.1.2.1. Músculos Superficiales del Perro

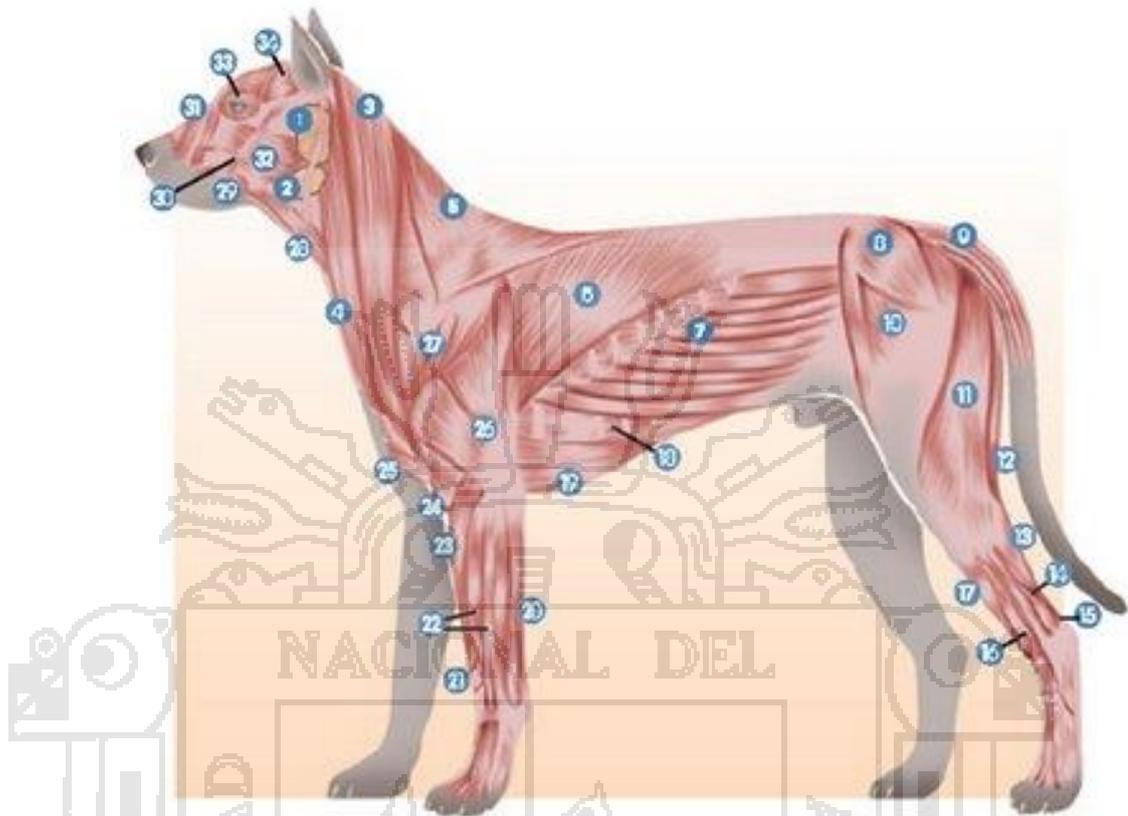


Figura N°2: Músculos Superficiales del Perro
Fuente: SCHWEIZ, Miguel. Enciclopedia de Animales.

- | | |
|---------------------------------|-------------------------------|
| 1. Glándula parótida | 18. M. intercostales externos |
| 2. Glándula mandibular | 19. M. pectoral ascendente |
| 3. M. braquiocefálico | 20. M. flexor del carpo |
| 4. M. esternocéfalo | 21. M. extensor del carpo |
| 5. M. trapecio | 22. M. extensor de los dedos |
| 6. M. dorsal ancho | 23. M. extensor del carpo |
| 7. Músculos abdominales | 24. M. bíceps braquial |
| 8. M. glúteo | 25. M. pectorales |
| 9. Músculos de la cola | 26. M. tríceps braquial |
| 10. M. tensor de la fascia lata | 27. M. deltoides |
| 11. M. bíceps femoral | 28. M. hioides |
| 12. M. semitendinoso | 29. M. orbicular de la boca |
| 13. M. gastrocnemio | 30. M. cigomático |
| 14. M. flexor de los dedos | 31. M. elevador nasolabial |
| 15. Tendón calcáneo común | 32. M. masetero |
| 16. M. extensor largo del dedo | 33. M. orbicular del ojo |
| 17. M. tibial craneal | 34. M. temporal. |

2.1.3. Miastenia Gravis Adquirida en Canes Domésticos

La Miastenia Gravis es una neuropatía caracterizada por la deficiencia o falla en la transmisión neuromuscular. Clínicamente se caracteriza por una debilidad muscular que empeora con el ejercicio y disminuye con el descanso, o con la administración de fármacos anticolinesterasas. Es común observar un decremento en la amplitud de los potenciales de acción posterior a la estimulación nerviosa repetitiva. Esta enfermedad es de atribución mundial y se ha descrito en perros, muy rara vez en perros y también en los humanos. (Marite Gonzáles y Francisco Trigo, 2000)

2.1.4. Fisioterapia Canina

Antes de cualquier tratamiento, se realiza una evaluación y un examen detallados. Idealmente, se debe aportar un diagnóstico de un veterinario. Según los resultados de la evaluación, se fijarán objetivos y los métodos terapéuticos adecuados para cada caso, siempre con el máximo cuidado.

Se trata de técnicas que tienen por objetivo recuperar la función de la masa muscular, el movimiento normal, la fuerza, reducir el dolor, la inflamación y acelerar el proceso de rehabilitación, podemos mencionar los siguientes tratamientos: (Ellen Mitschke, 2000)

- **Masaje descontracturante o de tonificación muscular.** A través de un masaje suave se consigue aumentar el riego sanguíneo del tejido conectivo, reduciendo así la contractura y la hipertensión muscular, lo que se traduce en menos dolor. Mientras que mediante un masaje más fuerte y vigoroso, lo que se consigue es incrementar el tono muscular

y estimularlos músculos, por ejemplo, después de una parálisis. Además, los masajes tienen un efecto calmante sobre perros nerviosos, y les ayuda a mejorar su capacidad de auto curación.

- **Terapias de frío y calor.** Con bolsas o packs calientes se consigue reducir el dolor y relajar los músculos. La aplicación de frío sirve para reducir la inflamación, y se puede aplicar conjuntamente con árnica para un mayor efecto.
- **Movimientos pasivos y estiramientos.** Mediante técnicas de tracción y de movimientos pasivos se consigue recuperar el movimiento de una articulación que tiene un tono muscular limitado. Se emplea en casos de accidentes, cirugías o enfermedades degenerativas, y se consigue recuperar la flexibilidad y la coordinación.
- **Terapia manual ortopédica.** Tiene efectos similares a los movimientos pasivos y estiramientos, pero está especialmente indicado para las articulaciones, para mejorar su rango de movimientos y frenar los procesos degenerativos, ya que ayuda a la correcta creación de líquido sinovial.
- **Drenaje linfático.** A través de una manipulación suave y ondulada se activa la circulación linfática, el sistema inmunológico del cuerpo, lo que ayuda a reducir edemas (inflamación) de diferentes orígenes, así como reducir dolor. Esta técnica es útil para aliviar problemas como hipertonía muscular o para el tratamiento de cicatrices.
- **Tratamientos neurológicos / parálisis.** El principal objetivo es fomentar la recuperación de las funciones corporales limitadas,

ejercitar reflejos y patrones, y mantener o fortalecer los músculos. Engloba una amplia gama de técnicas terapéuticas, como el masaje estimulante, ejercicios de estabilización, electroterapia, hidroterapia..., que se aplican en caso de hernias, síndrome de cauda-equina, lesiones neurológicas, después de cirugía para rehabilitación,...

- **Vibrosphere.** Combina vibración y equilibrio, lo cual ayuda a estimular las funciones corporales, y el metabolismo de los músculos, vasos sanguíneos y sistema linfático, mejorando la resistencia. Sirve para tratamientos neurológicos, rehabilitación después de cirugía, y para perros de avanzada edad, ayudándolos a mantener la fuerza muscular y la coordinación.
- **Láser terapia / Láser acupuntura.** Para estimular puntos de acupuntura o tratar lesiones de piel tras la cirugía.
- **Tratamientos de campo magnético.** Sirve para calmar perros nerviosos, especialmente durante el primer tratamiento, o para estimular a perros débiles, y se usa principalmente para asistir a otros métodos
- **Electroterapia, Ultrasonido, Electroanalgesia, Electroestimulación.** Para reducir dolor, inflamación, procesos inflamatorios, estimular/activar músculos o nervios, incrementar el aporte sanguíneo a la zona lesionada, asistir al tratamiento de tejido conectivo.

2.1.4.1. Electro Estimulación el Canes Domésticos

La electroestimulación es una herramienta muy útil para potenciar la musculatura de un perro que ha sufrido una lesión o intervención quirúrgica y como resultado sufra atrofia muscular.

Podemos utilizar corriente eléctrica para estimular la musculatura, potenciarla y hacerla trabajar. Está especialmente indicada en casos de atrofia muscular, y sobretodo en casos en que el perro no puede hacer trabajo activo. Si el perro puede hacer trabajo activo la electroterapia será un apoyo, nunca la principal fuente de trabajo.

La forma del impulso que utilizaremos será la Rectangular, bifásica simétrica como indican los principales autores: ThepautMathieu 1992, Kramer 1984, Bircan 2002.

Los aparatos de electroestimulación humana se pueden adaptar para electroestimular perros sin demasiados problemas, pero nos debemos asegurar que podemos variar las frecuencias, y sobretodo las amplitudes del impulso eléctrico para adaptarse bien a las características propias del perro.

No hay buenos estudios de Cronaxia en perros, los valores aproximados son de 0.3 humana, 0.2 Caballos y en perros por estudios de menos calado intuyen valores similares; Sawaya - Meallier 2006, Brodart 1998, Coarasa 1999.

La Intensidad según Hultaman 1983, y Ogino 2002 debe ser elevada con contracción visible, sin llegar al límite del dolor pero si de la molestia. El

perro debe soportar de forma confortable la sesión pero la musculatura debe trabajar de forma intensa.

La frecuencia la marcaremos según el objetivo, diversos autores validan esta opción: Pougheon 1992, Busko 1989, Vanderthommen 2002.

Objetivo	Frecuencia	Tiempo tratamiento	Tiempo reposo
Relajación:	5 Hz	Continuo	0
Calentamiento:	5 Hz	Continuo	0
Endurecimiento:	10-20 Hz	9 min	2 min
Atrofia:	33 Hz	6 min	6 min
Fuerza:	50-100 Hz	5 min	25 min
Fuerza Explosiva:	100-200 Hz	3 min	30 min

Tabla N°1: Rangos y Tiempos de Aplicación del Electro Estimulador
Fuente: Pougheon 1992, Busko 1989, Vanderthommen 2002, www.ortocanis.com.

Los parámetros pueden variar ligeramente atendiendo a las necesidades de cada caso. El tiempo de reposo se puede ajustar si éste es activo. Es recomendable el uso de rampas antes de la contracción muscular fuerte.

La intensidad siempre debe ser la máxima manteniendo un relativo confort. Tiempo total entre 10 y 30 minutos dependiendo de la fase de la lesión. Fatigar la musculatura excesivamente no ayuda a potenciar la musculatura de forma correcta.

Es impórtate tener un aparato que cumpla con todos los requisitos, si este va a ser utilizado por un centro de rehabilitación canina u hospital veterinario se

recomienda un aparato de sobremesa más profesional y con el podremos usar programas específicos para cada uno de nuestros pacientes.

El uso de electrodos de goma y gel de contacto es igualmente recomendable en animales con pelo. (Disponible en internet en: www.ortocanis.com – Fecha de acceso: diciembre mayo 2014)

2.1.5. La Onda Eléctrica

En física, una onda consiste en la propagación de una perturbación de alguna propiedad de un medio, por ejemplo, densidad, presión, campo eléctrico o campo magnético, a través de dicho medio, implicando un transporte de energía sin transporte de materia. El medio perturbado puede ser de naturaleza diversa como aire, agua, un trozo de metal e incluso inmaterial como el vacío. La magnitud física cuya perturbación se propaga en el medio se expresa como una función tanto de la posición como del tiempo. Matemáticamente se dice que dicha función es una onda si verifica la ecuación de ondas: (Disponible en internet en: es.wikipedia.org/wiki/Onda – Fecha de acceso: mayo 2014)

$$\nabla^2 \varphi(\vec{r}, t) = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \varphi(\vec{r}, t) \dots (1)$$

2.1.5.1. Elementos de Una Onda

- **Cresta:** La cresta es el punto de máxima elongación o máxima amplitud de la onda; es decir, el punto de la onda más separado de su posición de reposo.
- **Período (T):** El periodo es el tiempo que tarda la onda en ir de un punto de máxima amplitud al siguiente.

- **Amplitud (A):** La amplitud es la distancia vertical entre una cresta y el punto medio de la onda. Nótese que pueden existir ondas cuya amplitud sea variable, es decir, crezca o decrezca con el paso del tiempo.
- **Frecuencia (f):** Número de veces que es repetida dicha vibración por unidad de tiempo. En otras palabras, es una simple repetición de valores por un período determinado.

$$T = \frac{1}{f} \dots (2)$$

- **Valle:** Es el punto más bajo de una onda.
- **Longitud de onda (λ):** Es la distancia que hay entre el mismo punto de dos ondulaciones consecutivas, o la distancia entre dos crestas consecutivas.
- **Nodo:** es el punto donde la onda cruza la línea de equilibrio.
- **Elongación (x):** es la distancia que hay, en forma perpendicular, entre un punto de la onda y la línea de equilibrio.
- **Ciclo:** es una oscilación, o viaje completo de ida y vuelta.
- **Velocidad de propagación (v):** es la velocidad a la que se propaga el movimiento ondulatorio. Su valor es el cociente de la longitud de onda y su período.

$$v = \frac{\lambda}{T} \dots (3)$$

2.1.6. Tipos de Onda

2.1.6.1. Onda Cuadrada

Se conoce por onda cuadrada a la onda de corriente alterna (CA) que alterna su valor entre dos valores extremos sin pasar por los valores intermedios (al contrario de lo que sucede con la onda senoidal y la onda triangular, etc.). Se usa principalmente para la generación de pulsos eléctricos que son usados como señales (1 y 0) que permiten ser manipuladas fácilmente, un circuito electrónico que genera ondas cuadradas se conoce como generador de pulsos, este tipo de circuitos es la base de la electrónica digital. (Disponible en internet en: es.wikipedia.org/wiki/Onda_cuadrada– Fecha de acceso: mayo 2014)

$$V = T \sin\left(\frac{3\pi}{4}\right) \dots (4)$$

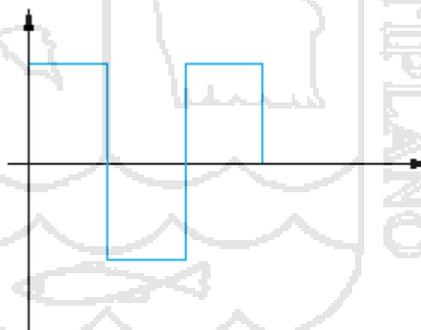
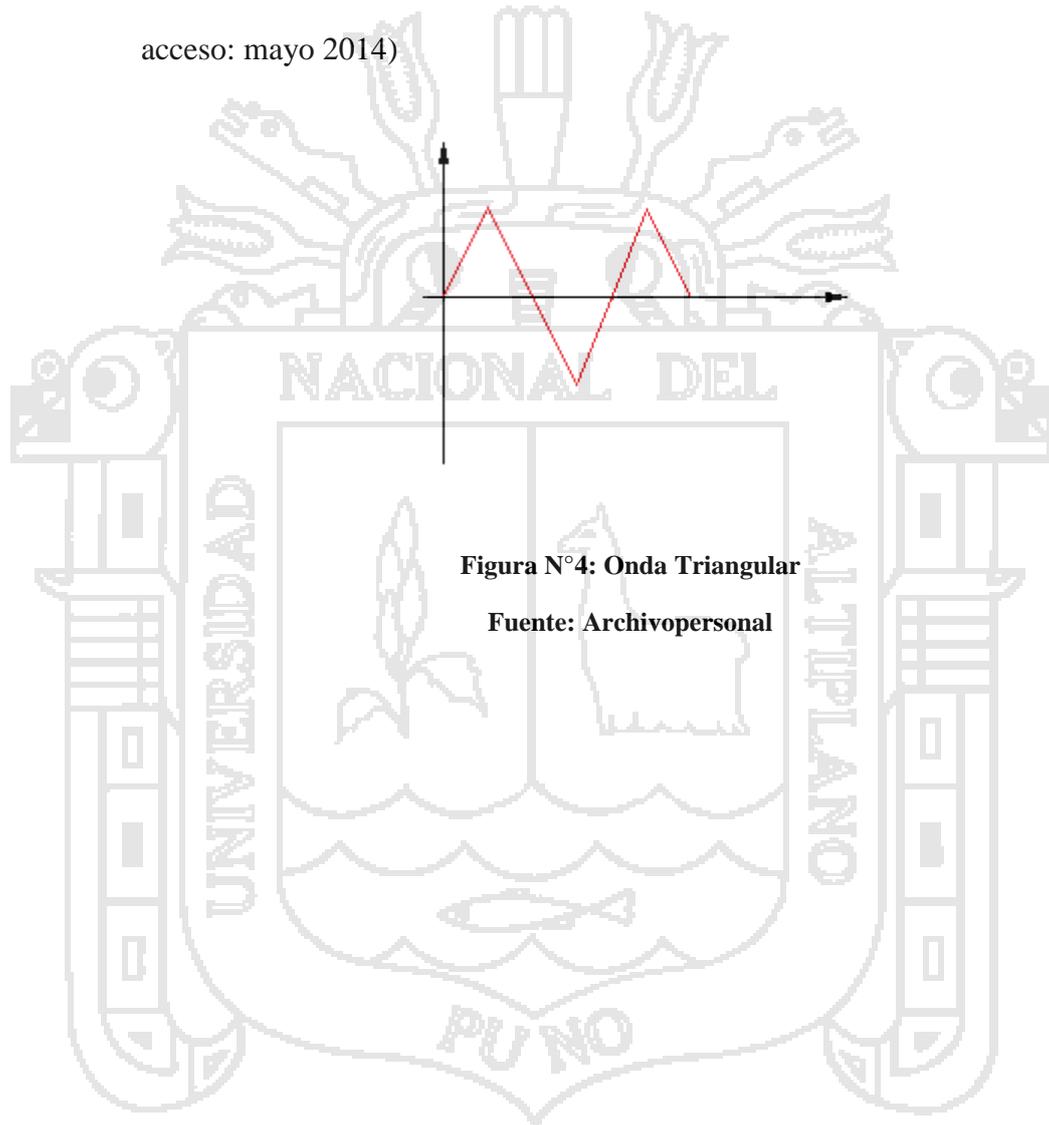


Figura N°3: Onda Cuadrada Par

Fuente: Archivopersonal

2.1.6.2. Onda Triangular

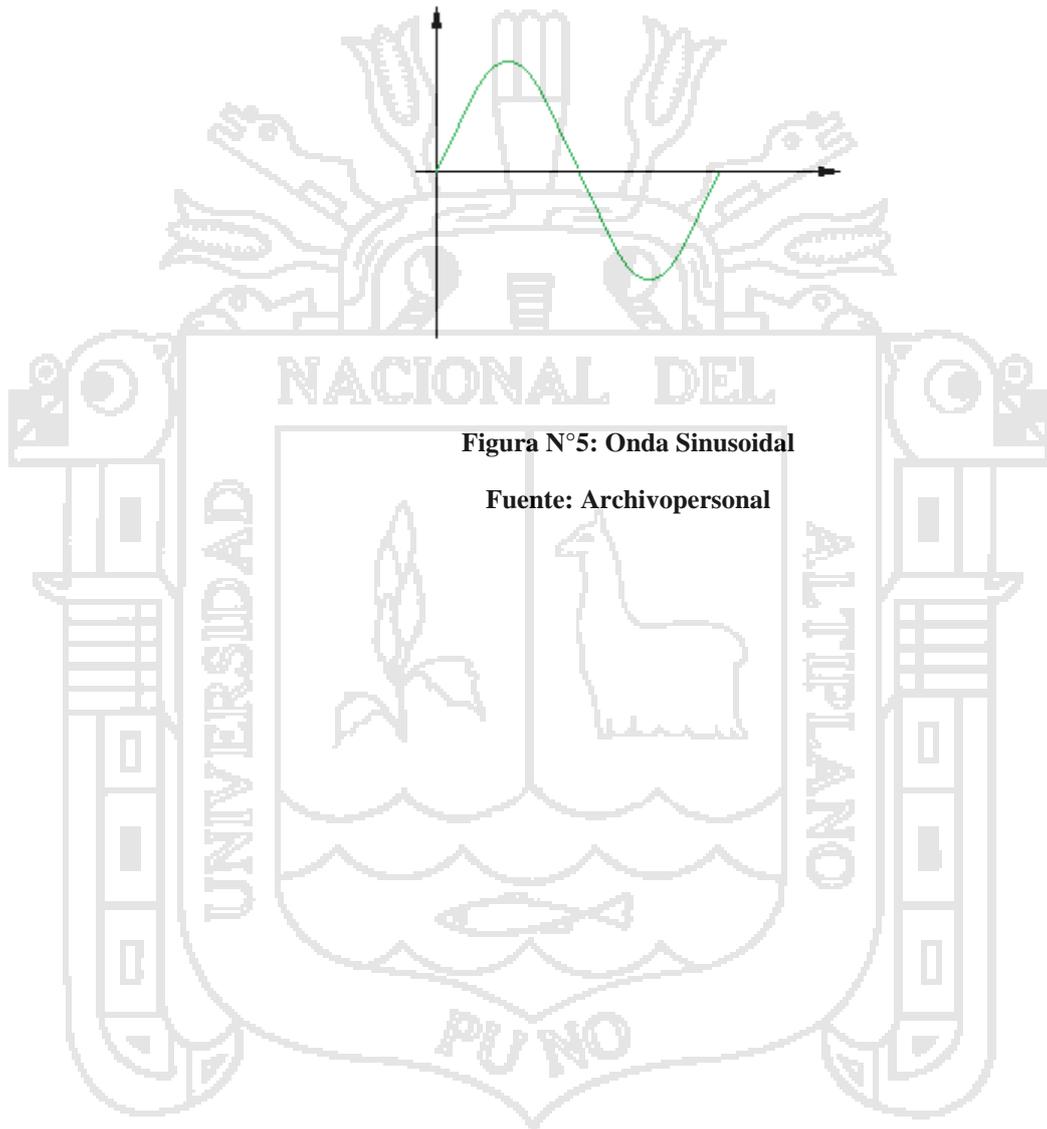
La onda triangular es un tipo de señal periódica que presenta unas velocidades de subida y bajada (SlewRate) constantes. Lo más habitual es que sea simétrica, es decir que, los tiempos de subida y bajada son iguales. (Disponible en internet en: es.wikipedia.org/wiki/Onda_triangular- Fecha de acceso: mayo 2014)



2.1.6.3. Onda Sinusoidal

En matemáticas, se llama senoide la curva que representa gráficamente la función seno y también a dicha función en sí. (Disponible en internet en: -

Fecha de acceso: es.wikipedia.org/wiki/Sinusoidemayo 2014)



2.2. MARCO CONCEPTUAL

2.2.1. Electro Terapia

La electroterapia es una disciplina que se engloba dentro de la medicina física y rehabilitación y se define como el arte y la ciencia del tratamiento de lesiones y enfermedades por medio de la electricidad. La Historia de la Electroterapia es muy antigua y se remonta a la aplicación de las descargas del pez torpedo en la época griega y romana. Actualmente, la tecnología ha desarrollado numerosos aparatos (productos sanitarios) para la aplicación de la electroterapia sin correr riesgos de efectos secundarios. (Inmaculada Olivares, 2013, *Agentes Físicos, Electroterapi*. Universidad de Valencia, España)

2.2.2. Electroanalgesia

Electroanalgesia es una forma de analgesia o alivio del dolor, que utiliza electricidad para aliviar el dolor. Eléctricos dispositivos pueden ser interno o externo, en el sitio del dolor (local) o deslocalizada a lo largo de todo el cuerpo. Funciona al interferir con las corrientes eléctricas de las señales de dolor, inhibiendo que lleguen al cerebro e inducir una respuesta; diferente de los analgésicos tradicionales, como los opiáceos que imitan las endorfinas naturales y AINE S (medicamentos anti-inflamatorios no esteroideos) que ayudan a aliviar la inflamación y detener el dolor en la fuente. Electroanalgesia tiene un menor potencial adictivo y plantea menos riesgos para la salud a la población en general, pero puede causar problemas de salud graves, incluso la muerte, en personas con otros dispositivos eléctricos, como marcapasos o audífonos internos o con problemas del corazón. (Disponible en

internet en: www.wikipedia.org/wiki/Electroanalgesia - Fecha de acceso: mayo 2014)

2.2.3. Histología

La histología (del griego ιστόχιστός "tejido" y λογία logía "tratado, estudio, ciencia") es la ciencia que estudia todo lo relacionado con los tejidos orgánicos: su estructura microscópica, su desarrollo y sus funciones. La histología se identifica a veces con lo que se ha llamado anatomía microscópica, pues su estudio no se detiene en los tejidos, sino que va más allá, observando también las células interiormente y otros corpúsculos, relacionándose con la bioquímica y la citología. (Disponible en internet en: www.wikipedia.org/wiki/Histologia - Fecha de acceso: mayo 2014)

2.2.4. Corriente Farádica

La corriente farádica, ya sea en forma de general o localizada, faradismo se ha utilizado desde finales del siglo XIX. El pulso de la corriente farádica es bifásica y asimétrica. Desde principios de los años 40 hasta los años 60, la corriente farádica se consideró más cómoda que la corriente directa. La mayoría de los terapeutas físicos erróneamente que la relativa comodidad de pulso farádico pasó a ser una forma de corriente alterna. El conocimiento actual indica que la verdadera razón de este consuelo es que el pulso farádico es simplemente más corto que el de corriente continua.

La corriente farádica de onda bifásica y asimétrica se convierte en menos de una corriente bifásica simétrica incluso con muñecas más pequeñas. Aunque farádica originalmente bifásica ser asimétrica, equipos modernos son capaces

de proporcionar tanto simétrica como pulsos monofásicos (neofarádica) impulsos bifásicos.

La corriente farádica es una corriente de excitación de baja frecuencia, 50-100 Hz, con anchura de pulso de 0,1 a 1 ms y 20 ms intervalo, que tiene fines de diagnóstico y terapéuticos.

La corriente farádica era originalmente de CA de frecuencia muy irregular. Este error fue la causa de la modificación rápida tal como se describe por Faraday previamente. Cadena Así neofarádica, una variación de la corriente farádica producido en algunos dispositivos. Actualmente es una corriente estimulante que consiste en pulsos triangulares con una duración de 1 ms y un intervalo de 19 ms con una frecuencia de 50 Hz. La corriente farádica original es un corriente alterna, ya neofarádica se convirtió en una interrupción de corriente continua con una duración de pulso de 1 ms y 19 ms de intervalo. A diferencia de la corriente galvánica, la corriente farádica original no está polarizado, es decir, no tiene polos positivos y negativos. (Romero Bustillo, 2010)

2.2.5. Cronaxia

En la descripción matemática que se hace del sistema nervioso, se denomina cronaxia (o cronaxy) al intervalo de tiempo que debe aplicarse una corriente eléctrica para conseguir una respuesta mínima con una intensidad doble de la reobase (respuesta motora o sensitiva, aunque habitualmente se hace referencia a la motora). El término "cronaxia" y "reobase" fue acuñado en 1909 por el fisiólogo francés Louis Lapicque. Es por lo tanto una medición de la excitabilidad del tejido nervioso o muscular. Se denomina igualmente

tiempo de utilización al tiempo necesario para que la reobase tenga efecto.(Disponible en internet en: www.wikipedia.org/wiki/Cronaxia - Fecha de acceso: mayo 2014)

2.2.6. Elongación (Física)

La elongación en mecánica es la distancia que, en cada instante, separa a una partícula sometida a oscilación. Por extensión, en la física se define la elongación como el cambio del valor de una magnitud física con respecto a su valor de equilibrio.En física, la elongación se refiere comúnmente a los sistemas oscilantes, tanto materiales (ejemplo, masa sujeta a un muelle) como inmateriales (oscilaciones electromagnéticas).(Disponible en internet en: [es.wikipedia.org/wiki/Elongación \(física\)](http://es.wikipedia.org/wiki/Elongaci3n_(f3sica)) - Fecha de acceso 2014)

2.2.7. Oscilación

Se denomina oscilación a una variación, perturbación o fluctuación en el tiempo de un medio o sistema. Si el fenómeno se repite, se habla de oscilación periódica.Oscilación, en física, química e ingeniería es el movimiento repetido de un lado a otro en torno a una posición central, o posición de equilibrio. El recorrido que consiste en ir desde una posición extrema a la otra y volver a la primera, pasando dos veces por la posición central, se denomina ciclo. El número de ciclos por segundo, o hercios (Hz), se conoce como frecuencia de la oscilación empleada en el MAS (Movimiento Armónico Simple).(Disponible en internet en: [es.wikipedia.org/wiki/Oscilación](http://es.wikipedia.org/wiki/Oscilaci3n) -Fecha de acceso 2014)

2.2.8. SlewRate

En electrónica el SlewRate (SR) es un efecto no lineal en los amplificadores. Representa la incapacidad de un amplificador para seguir variaciones rápidas de la señal de entrada. Se le define como la máxima tasa de cambio en el voltaje de salida cuando el voltaje de entrada cambia. Es decir el slewrate de un amplificador se define como el rango máximo de cambio de la tensión de salida para todas las señales de entrada posibles, por lo que limita la velocidad de funcionamiento, es decir la frecuencia máxima a la que puede funcionar el amplificador para un nivel dado de señal de salida. (Disponible en internet en: es.wikipedia.org/wiki/Slew_rate – Fecha de acceso: mayo 2014)

2.2.9. Simuladores de Circuitos Electrónicos

Un simulador de circuitos electrónicos es una herramienta de software utilizada por profesionales en el campo de la electrónica y los estudiantes de las carreras de tecnologías de información. Ayuda a crear algún circuito que se desee ensamblar, ayudando a entender mejor el mecanismo, y ubicar las fallas dentro del mismo de manera más fácil y sencilla. Podemos mencionar uno de los más usados, el Proteus es una compilación de programas de diseño y simulación electrónica, desarrollado por LabcenterElectronics que consta de los dos programas principales: Ares e Isis, y los módulos VSM y Electra. (Disponible en internet en: es.wikipedia.org/wiki/Simulador_de_circuitos_electrónicos – Fecha de acceso: mayo 2014)

2.2.10. Configuración Astable

En electrónica, un astable es un multivibrador que no tiene ningún estado estable, lo que significa que posee dos estados "cuasi-estables" entre los que conmuta, permaneciendo en cada uno de ellos un tiempo determinado. La frecuencia de conmutación depende, en general, de la carga y descarga de condensadores. Entre sus múltiples aplicaciones se cuentan la generación de ondas periódicas (generador de reloj) y de trenes de impulsos. (Disponible en internet en: es.wikipedia.org/wiki/Astable – Fecha de acceso: abril 2014)

2.2.11. Transformador

Se denomina transformador a un dispositivo eléctrico que permite aumentar o disminuir la tensión en un circuito eléctrico de corriente alterna, manteniendo la potencia. La potencia que ingresa al equipo, en el caso de un transformador ideal (esto es, sin pérdidas), es igual a la que se obtiene a la salida. Las máquinas reales presentan un pequeño porcentaje de pérdidas, dependiendo de su diseño y tamaño, entre otros factores. El transformador es un dispositivo que convierte la energía eléctrica alterna de un cierto nivel de tensión, en energía alterna de otro nivel de tensión, basándose en el fenómeno de la inducción electromagnética. Está constituido por dos bobinas de material conductor, devanadas sobre un núcleo cerrado de material ferromagnético, pero aisladas entre sí eléctricamente. La única conexión entre las bobinas la constituye el flujo magnético común que se establece en el núcleo. El núcleo, generalmente, es fabricado bien sea de hierro o de láminas apiladas de acero eléctrico, aleación apropiada para optimizar el flujo magnético. Las bobinas o devanados se denominan primario y

secundario según correspondan a la entrada o salida del sistema en cuestión, respectivamente. También existen transformadores con más devanados; en este caso, puede existir un devanado "terciario", de menor tensión que el secundario.(Disponible en internet en: es.wikipedia.org/wiki/Transformador – Fecha de acceso: marzo 2014)



2.3. HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN

2.3.1. FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS

Al diseñar e implementar un dispositivo de estimulación eléctrica funcional daremos una mejor calidad de vida a los canes domésticos con miembros atacados con artrosis, displacia, entre otros problemas neurológicos.

2.3.1.1. HIPOTESIS ESPECIFICAS

1. Las ondas cuadradas son las más adecuadas puesto que generaremos un pulso fijo para generar un pulso de corriente farádica necesario para tratamiento terapéutico y con frecuencia de 50hz – 100hz.
2. El dispositivo de electro estimulación permitirá mandar las cargas mediante electrodos a las zonas con atrofia muscular de manera segura.
3. El dispositivo de electro estimulación funcional final podrá asegurar la recuperación completa o parcial de las zonas tratadas del paciente.
4. Al momento de implementar se comprobara si el diseño necesita ajustes para poder alcanzar los resultados deseados.

2.3.1.2. VARIABLES DE ESTUDIO E INDICADORES

VARIABLE DE ESTUDIO	VARIABLE	MEDIDA
Independiente	Amplitud de Onda, voltaje y corriente	Voltios, amperios
Independiente	Frecuencia de onda	Hz
Dependiente	Pacientes recuperados	5
Dependiente	Tasa de mortandad de canes	0

Tabla N°2: Variables Independientes y Dependientes.
Fuente: Archivo personal.



3.1. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

3.1.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

El tipo investigación es experimental puesto que se aplicara conocimientos y teoría con la finalidad de un buen diseño para seguir con la implementación del dispositivo en cuestión para poder tratar a los pacientes.

3.1.2. TÉCNICAS:

- Análisis Documental.
- Observación Experimental.

3.1.3. INSTRUMENTOS:

- Ficha de Registro de Datos.
- Material y equipos de laboratorio de electrónica básica de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de la Universidad Nacional del Altiplano Puno.
- Software de simulación Águila, Proteus.
- Bibliografía referente a los trastornos Neuromusculares, Electroterapia.

3.2. DISEÑO DE INGENIERÍA

3.2.1 ECUACIONES PARA OBTENER FRECUENCIAS MÁXIMA Y MÍNIMA PARA EL DISEÑO DEL CIRCUITO DEL DISPOSITIVO

Para generar pulsos cuadrados de frecuencias variables entre 50 y 100 Hz con ancho de pulso que oscile entre 200 y 800 μ seg y Valores discretos de amplitud: 0 y 5 voltios, se tiene como mejor opción al C.I. LM555N respecto al XR-2206, el LM555N puede generar un tren de pulsos de 5 V de 80 Hz con un tiempo en alta de 200 μ segundos. Para este fin se utilizó el temporizador Timer 555 en configuración Astable.

$$t_1 = 0,693 \times (R_1 + R_2) \times C \dots (5)$$

$$t_2 = 0,693 \times (R_2) \times C \dots (6)$$

$$f = \frac{1,49}{(R_1 + R_2) \times C} = \frac{1}{t_1 + t_2} \dots (7)$$

Dónde:

R_1 : Resistencia entre V_{cc} y pin 7 del C.I. 555

R_2 : Resistencia entre pin 7 y pin 6 del C.I. 555

C : Condensador entre pin 6 y GND

t_1 : Tiempo en alta a la salida del C.I. 555 (pin3)

t_2 : Tiempo en baja a la salida del C.I. 555 (pin3)

f : Frecuencia de oscilación a la salida del C.I. 555 (pin3)

3.2.1.1. DISEÑO DEL GENERADOR DE PULSOS

Se optó por el temporizador 555 por ser más barato, pequeño y de configuración más sencilla para cumplir los requerimientos señalados anteriormente.

Con los cálculos ya mencionados en el Cap. III, tenemos las R_1 y R_2 para obtener las frecuencias máxima y mínima respectivamente las cuales son nuestro rango de trabajo y carga tolerable que se le suministrara al paciente.

Dados los requisitos de frecuencia y ancho de pulso y tomando como valor $C 1\mu F$, se obtiene los rangos siguientes:

$$R_1: 15 - 25K\Omega$$

$$R_2: 0 - 1000\Omega$$

Por conveniencia (no trabajar valores fuera del rango) se optó por el valor de $R_2: 1K\Omega$. Se varió las frecuencias hasta valores aceptables (dentro de los cuáles se acomodaron a valores de resistencia existentes en el mercado)

De tal manera que:

$$R_1 = 12K\Omega + 10K\Omega(\text{variable por potenciómetro})$$

De tal manera que existen los siguientes valores:

$$R_1(\text{mínimo}) = 12K\Omega$$

$$R_2(\text{màximo}) = 22K\Omega$$

Para R_1 mínimo: (frecuencia máxima)

$$f = \frac{1,49}{(R_1 + R_2)C} = \frac{1,49}{(12K\Omega + 1K\Omega)1\mu F} = 114,61 \text{ Hz}$$

Para R_2 máximo: (frecuencia mínima)

$$f = \frac{1,49}{(R_1 + R_2)C} = \frac{1,49}{(22K\Omega + 1K\Omega)1\mu F} = 64,78 \text{ Hz}$$

Componente del generador de pulsos:

- 1 C.I. LM555N (hoja de especificaciones en Anexos)
- Resistencias 1 K Ω , 12 K Ω
- 1 Resistencia variable de 10 K Ω
- 1 Condensador electrolítico de 1 μF

3.2.2. OPCIONES DE CONFIGURACIONES DE CIRCUITOS AMPLIFICADORES PARA CUMPLIR CON LOS REQUERIMIENTOS DEL DISEÑO

Requerimientos

- Z_{in} (Impedancia de entrada) alta
- Z_{out} (Impedancia de salida) pequeña
- $A_i = 100$ (Ganancia de corriente)
- $A_v \approx 1$ (Ganancia de voltaje)
- Alimentación ± 10 DC
- Estabilidad en cruce por cero de la señal

Opciones

- **Amplificador Darlington.** Esta configuración utiliza un transistor Darlington. Tiene impedancia de entrada alta, impedancia de salida baja, una alta ganancia de corriente y una ganancia de voltaje cerca a la unitaria. Presenta distorsión en su señal de salida.
- **Circuito en contrafase de simetría complementaria.** Esta configuración utiliza dos transistores complementarios (pnp y npn). Tiene impedancia de entrada alta, impedancia de salida no muy pequeña, alta ganancia de corriente acorde al tipo de transistor que utiliza y ganancia de voltaje unitaria. Presenta distorsión ante cruce por cero de la señal.
- **Circuito en contrafase de simetría complementaria usando transistores en configuración Darlington.** Esta configuración Utiliza dos transistores npn y dos transistores pnp en configuración Darlington en contrafase. Presenta alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida, alta ganancia de corriente, ganancia de voltaje cercana a la unidad y no presenta ni distorsión de señal ni distorsión de señal en cruce por cero.

3.2.2.1. DISEÑO DEL CIRCUITO AMPLIFICADOR

Se optó por usar el circuito en contrafase de simetría complementaria usando transistores en configuración Darlington por cumplir con todos los requerimientos ya señalados.

Esta etapa viene a ser un seguidor de voltaje de la señal. Consiste en un arreglo de cuatro transistores de potencia en configuración Darlington (2

BD139 npn y 2 BD140pnp) en configuración de contrafase de simetría complementaria con las respectivas resistencias de polarización. Un fusible de 1 A para evitar excesos de corriente al paciente.

Se eligieron los transistores BD139 y BD140 por cumplir con las siguientes especificaciones (véase hojas técnicas en anexo):

$$I_{c_{max}} = 1,5 A \dots (8)$$

$$V_{CE_{max}} = 45 V \dots (9)$$

Tiempo de respuesta menor a $2\mu\text{seg}$

Componentes del amplificador

- 2 transistores BD139 (hoja de especificaciones en Anexos)
- 2 transistores BD140 (hoja de especificaciones en Anexos)
- 2 resistencias de $1 K\Omega$ (de 1 wakt)
- 2 resistencias de 100Ω
- 1 bornera de 3 entradas
- 1 zócalo
- Un fusible de 1 A

- **Transformador.** Amplifica señales AC. Funciona para pulsos cuadrados dando a la salida pulsos farádicos. Sencillo de implementar.

3.2.3.1. AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL DE SALIDA

Se optó por el transformador por ser más sencillo que el circuito DC-DC. Esta etapa consiste de un transformador que amplifica la señal 10 veces. El voltaje máximo a la entrada del transformador es de 10 V DC, por lo tanto, a la salida tendremos 100 V DC pico, la señal de la corriente se divide entre 10 y la corriente de salida pico será aproximadamente 95mA. La señal en el primario del transformador es un pulso cuadrado, pero en el secundario se obtiene un pulso farádico derivando la onda cuadrada, el cual es válido para la estimulación muscular.

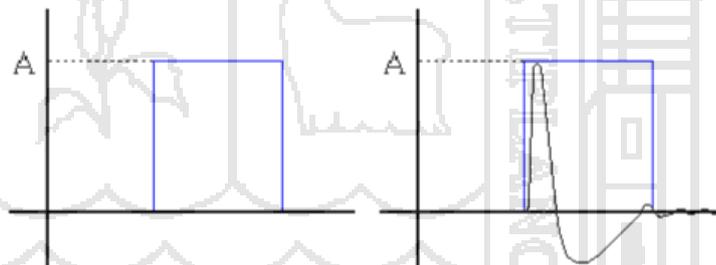


Figura N°7: Pulso Cuadrada de Entrada al Transformador y Pulso Farádico a la salida del mismo.

Fuente: Zapata V. Manuel (2010)

3.2.4. ELECTRODOS

Requerimientos

- Electrodo de estimulación eléctrica muscular.
- Reutilizables.

Opciones

- Electrodo invasivo Estimulación directa al músculo o nervio. Posibilidad de causar lesiones e infecciones. Esterilización constante para reutilizarse. Precio no muy económico.
- Electrodo superficial Estimulación a través de la piel. No causa lesiones. Reutilizables según datos del fabricante. Precio económico.

3.2.4.1. ELECTRODOS SUPERFICIALES

Los electrodos superficiales fueron la mejor opción para la investigación por ser más económicos y su mayor sencillez en la utilización, cabe mencionar que los electrodos invasivos pueden ser más recomendados para siguientes estudios del dispositivo electroestimulador para tratamientos en zonas más específicas del paciente.

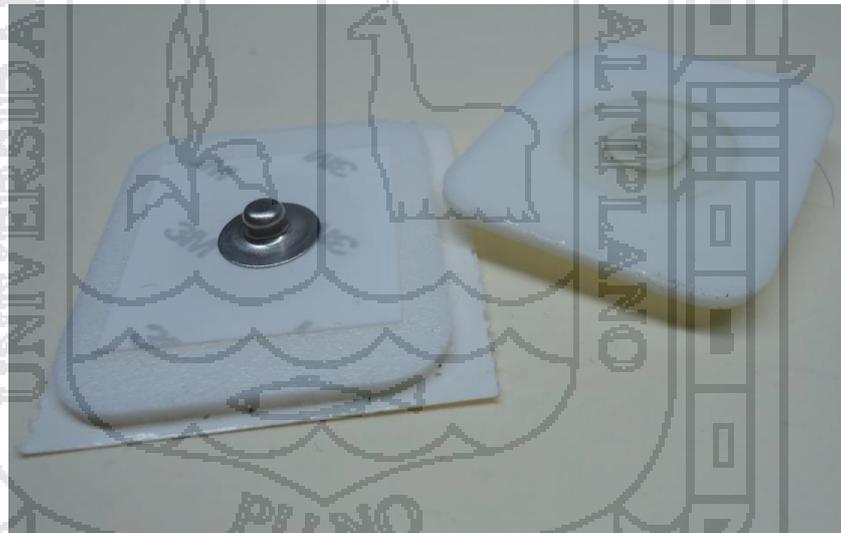


Figura N°8: Par de Electrodo Superficiales.

Fuente: Archivo personal.

3.2.5. OPCIONES DE DISEÑO DE FUENTES DE ALIMENTACIÓN

Requerimientos del diseño

- Fuente estable de +5, +10 y -10 V DC con tolerancia $\pm 5\%$.
- Tamaño pequeño.
- Ligera.
- Larga duración.

Opciones

- **Baterías alcalinas 9 V DC.** Portables. Ligeras. Pequeñas. Poca duración para los propósitos de este trabajo de tesis.
- **Baterías con ácido 12 V DC.** Portables. Pesadas. Tamaño mediano. No muy larga duración para los propósitos de este trabajo de tesis.
- **Fuente de alimentación simétrica de ± 10 V DC.** Portable. Ligera. Tamaño pequeño. Larga duración para los propósitos de este trabajo de tesis.

3.2.5.1. DISEÑO DE LA FUENTE ALIMENTACIÓN SIMÉTRICA

La fuente simétrica regulada, es un circuito especialmente diseñado para alimentar circuitos que requieren voltajes estables y sin fluctuaciones. Esta fuente proporciona 10 voltios DC por sección (-10v y +10v con TAP central o punto cero), en este caso que usamos los reguladores LM7810 y LM7910, con un consumo de hasta 2Amp, dependiendo del transformador que le coloquemos a la entrada AC.

Los diodos, se encargan de direccionar todos los semiciclos positivos para crear al polo positivo y los semiciclos negativos, creando el polo negativo.

Al medir con el multímetro entre polo negativo y polo positivo, debe dar el doble de lo que da, si medimos entre polo negativo y tierra, o entre polo positivo y tierra.

En correspondencia a los ciclos positivos y negativos, se instalan dos condensadores que se encargarán de rectificar el voltaje de los ciclos positivos y negativos respectivamente, convirtiendo la corriente alterna (AC) en corriente directa (DC).

La corriente directa que entregan los condensadores tiene fluctuaciones derivadas del fluido eléctrico local. Estas fluctuaciones deben ser corregidas y reguladas mediante los reguladores LM7810 y LM7910.

Para que un regulador funcione correctamente, debe ser alimentado por una fuente que entregue al menos 3 voltios por encima del voltaje que va a entregar el regulador, ya que éste consume 2 voltios. En este caso tenemos dos reguladores que entregan 10 voltios. En el LM7810 el número 78 indica que el regulador es positivo, y el número 10, indica el voltaje que entrega (+10 voltios DC). Y en el LM7915 el número 79 indica que es negativo y el número 10, indica el voltaje que entrega (-10 voltios DC).

El transformador debe ser de mismo voltaje AC que el voltaje que entregan los reguladores en DC, en este caso usamos un transformador de 12 voltios.

Componentes de la fuente simétrica

- 2 condensadores electrolíticos de $4700 \mu F$ de 25v
- 2 condensadores cerámicos de $1 \eta F$
- 2 condensadores electrolíticos de $1 \mu F$ de 50v
- 2 diodos
- 1 regulador LM7810 y 1 regulador LM7910(hoja de especificaciones en Anexos)
- 1 bornera de 2 entradas y 1 bornera de 3 entradas

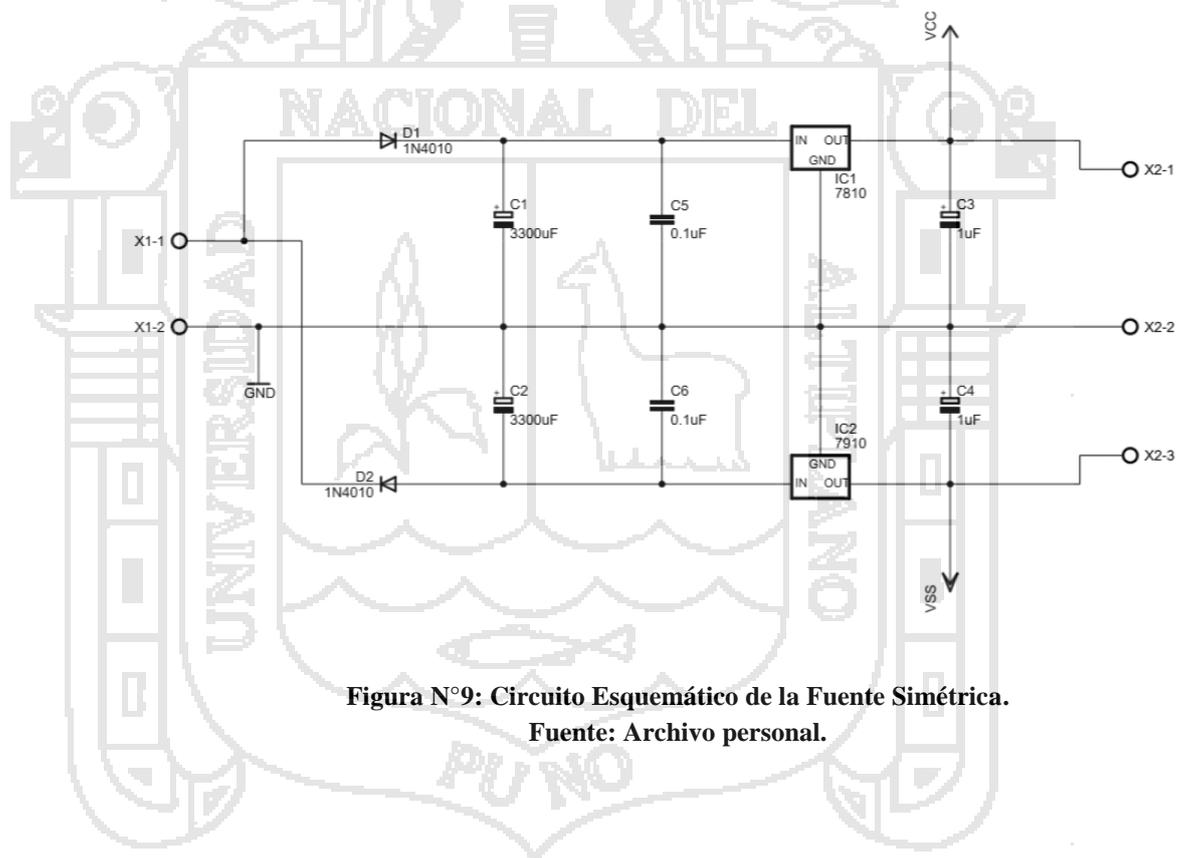


Figura N°9: Circuito Esquemático de la Fuente Simétrica.

Fuente: Archivo personal.



**CAPÍTULO IV: CARACTERIZACIÓN
DEL ÁREA DE INVESTIGACIÓN**

4.1. ÁREA DE ESTUDIO

La investigación se realizó dentro de la ciudad de Puno. Las pruebas del diseño tomando nota de los resultados visualizados en el osciloscopio del circuito en sí, para posteriormente hacer la prueba en pacientes, se dieron dentro del laboratorio de Electrónica Básica de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de la Universidad Nacional del Altiplano Puno. Y la prueba en pacientes se dio en la Clínica Veterinaria Sebisvet, ubicada en el centro de la ciudad de Puno. Esta locación se encuentra a una latitud de $15^{\circ}49'27.10''$ Sur y una longitud de $70^{\circ}1'4.02''$ Oeste. A continuación se muestra la ubicación específica de las instalaciones del lugar indicado.



Figura N°10: Universidad Nacional del Altiplano Puno
Fuente: Google Earth



Figura N°11: Clínica Veterinaria SEBISVET, Ubicado en el centro comercial plaza Jr. Tacna cuadra 1

Fuente: Archivo Personal



Figura N°12: Clínica Veterinaria SEBISVET, Ubicado en el centro comercial plaza Jr. Tacna cuadra 1

Fuente: Archivo personal



**CAPÍTULO V: EXPOSICIÓN Y
ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE
INVESTIGACIÓN**

5.1. CONTRASTACIÓN DE LA HIPÓTESIS

En esta parte se prueba el dispositivo de Electro Estimulación ya implementado al cual hace referencia el proyecto de investigación y se analizan los resultados obtenidos para poder concluir que si el diseño que hemos adoptado para su posterior implementación satisface los resultados deseados y así demostrar que es viable el uso de este para rehabilitación de los canes con miembros atrofiados.

5.1.1. PRUEBAS DEL DISEÑO POR ETAPAS DEL DISPOSITIVO DE ELECTRO ESTIMULACIÓN

En este punto de la investigación se hizo la recopilación de los datos en cada etapa de la implementación del dispositivo de Electro Estimulación puesto que no siempre los cálculos matemáticos o incluso las simulaciones contrastan con el circuito real, existen ciertas variaciones que solo se pudieron corregir en el proceso de implementación y la recopilación de datos se hizo en los laboratorios de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de UNA-Puno.

La etapa de la implementación del circuito de generador de pulsos fue testeada para poder visualizar en el Osciloscopio la frecuencia de los pulsos que se requerían de 64Hz a 114Hz adecuado para que la estimulación fortalezca el musculo atrofiado.

La etapa de amplificación de la señal y la generación de la onda farádica fue testeada y visualizada en el osciloscopio y se dieron como se muestra en las siguientes figuras.

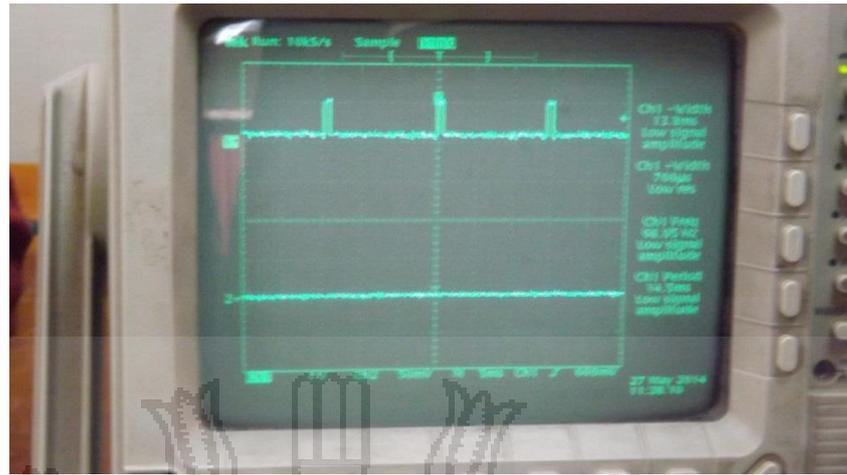


Figura N°13: Pulsos generados por el 555, preestablecido

Fuente: Archivo personal

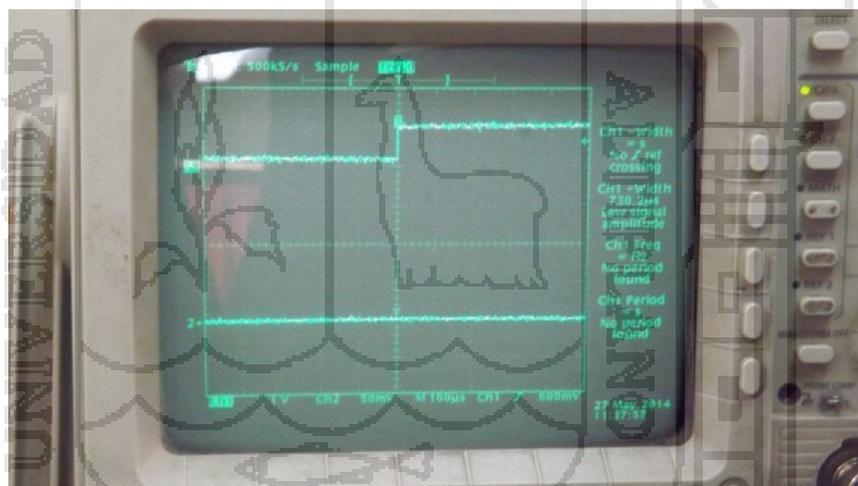


Figura N°14: Pulsos generados por el 555, preestablecido

Fuente: Archivo personal

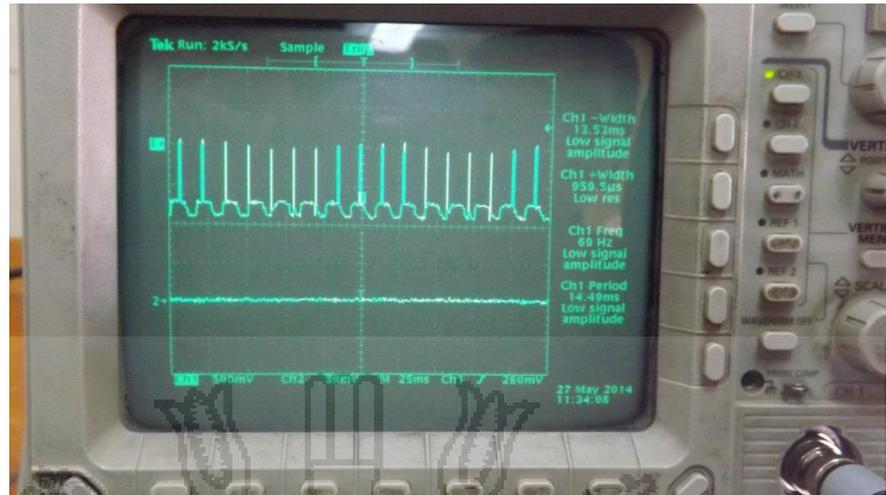


Figura N°15: Onda farádica, generada por la amplificación del transformador, trabajando a 69Hz.

Fuente: Archivo personal

Todas las mencionadas Pruebas fueron necesarias para poder asegurar que el dispositivo de Electro Estimulación funcione con los requerimientos de señal, frecuencia y carga deseadas para pasar a la experimentación con pacientes reales, los cuales necesitan tratar sus músculos atrofiados.

5.1.2. DISPOSITIVO DE ELECTRO ESTIMULACIÓN IMPLEMENTADO

Al finalizar con las pruebas en laboratorio con cada etapa del diseño, se pasó al siguiente paso que fue la implementación de ambos diseños. Uno, el Circuito del Generador de Pulsos y Amplificador ambos acoplados. Dos, el Circuito de la Fuente Simétrica de 10v.

Posteriormente a la implementación en placa, se adecuo los transformadores y electrodos, todo adecuado en un soporte o carcasa que vendría a ser el Dispositivo completamente implementado y listo para pasar a la prueba en los canes.



Figura N°16: Instrumentos del Laboratorio de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica

Fuente: Archivo personal

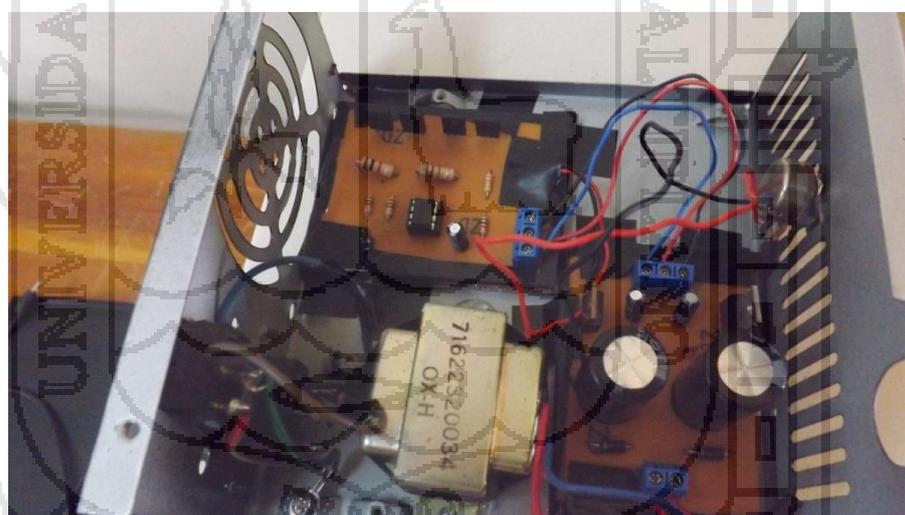


Figura N°17: Dispositivo de Electro Estimulación implementado

Fuente: Archivo personal

5.2. PRUEBAS DEL DISPOSITIVO Y EXPERIMENTOS CON PACIENTES CON ATROFIA NEUROMUSCULAR

5.2.1. Experimento N°1: Prueba del Dispositivo en laboratorio

Las primeras pruebas para medir la frecuencia, intensidad y finalmente que la estimulación pueda ser tolerable, fue hecha por mi persona, así conectando el par de electrodos en distintos músculos de mi brazo izquierdo, con ello se recolecto las primeras variantes para poder diseñar un buen circuito que satisfaga los requerimientos planteados.



Figura N°18: Pruebas realizadas para verificar que el dispositivo no cause molestia.

Fuente: Archivo personal

Tiempo	Frecuencia	Observación
1min	64Hz	El estímulo es tolerable, el musculo estimulado se contrae y relaja lentamente
1min	84Hz	El estímulo aun es tolerable, la contracción y relajación del musculo, notamos que ha cambiado con respecto a la anterior

1 min	104Hz	Se nota que el musculo trabaja con contracciones más fuertes y el estímulo causa ligera molestia.
1 min	114Hz	Las contracciones del musculo son completamente definidas, seguida de su relajación, el estímulo causa ligera molestia pero aun es tolerable.

Tabla N°3: Ficha de registro de datos y observaciones N°1

Fuente: Archivo personal

5.2.2. Experimento N°2: Prueba con el Cadáver de un Can Doméstico (Perro) en los Laboratorios de la Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia

La prueba fue hecha para demostrar que la acción de contracción y relajación de un musculo, en este caso el musculo de un perro ya muerto así comprobando la acción de cronaxia para la respuesta motora, para pasar a la siguiente etapa que sería la prueba en canes vivos.

Dicha prueba no termino con satisfactorios resultados, por el hecho de que el cadáver del can había sido suministrado con formol y el musculo estaba completamente tieso y no se obtuvo respuesta alguna en ningún nivel de frecuencia.

5.2.3. Experimento N°3: Probar que el Can Doméstico (Perro) Tolere los Pulsos del Electro Estimulador

Se pudo apreciar que el paciente de prueba 01 no mostró ningún tipo de molestia o algo que pueda indicar algún tipo de dolor exagerado cuando se le aplicó la electro estimulación en su extremidad inferior derecha, localizando los músculos “tensor de la fascia lata” y el “bíceps femoral” y se observó que el músculo localizado se contraía y relajaba, lo cual demostraba que el dispositivo de Electro Estimulación final no solo dio en laboratorio las respuestas deseadas, también está apto para darle uso como un instrumento de rehabilitación pasiva para los canes domésticos con atrofia muscular o neuromuscular.

Tiempo	Frecuencia	Observación
1 min	64Hz	El estímulo es tolerable por el can, podemos notar que el músculo está trabajando pasivamente.
1 min	84Hz	El estímulo sigue siendo tolerable, el can no indica síntomas de alteración, la contracción y relajación del músculo se nota con poca fuerza.
1 min	104Hz	El can presenta leve molestia por el estímulo aplicado, la contracción y relajación se nota de manera más visible.
1 min	114Hz	El can presenta leve molestia, pero no advierte alteración alguna, el músculo trabaja con contracciones más notorias.

Tabla N°4: Ficha de registro de datos y observaciones N°2

Fuente: Archivo personal



Figura N°19: Paciente de prueba 01, con frecuencia de electro estimulación de 64Hz.

Fuente: Archivo personal

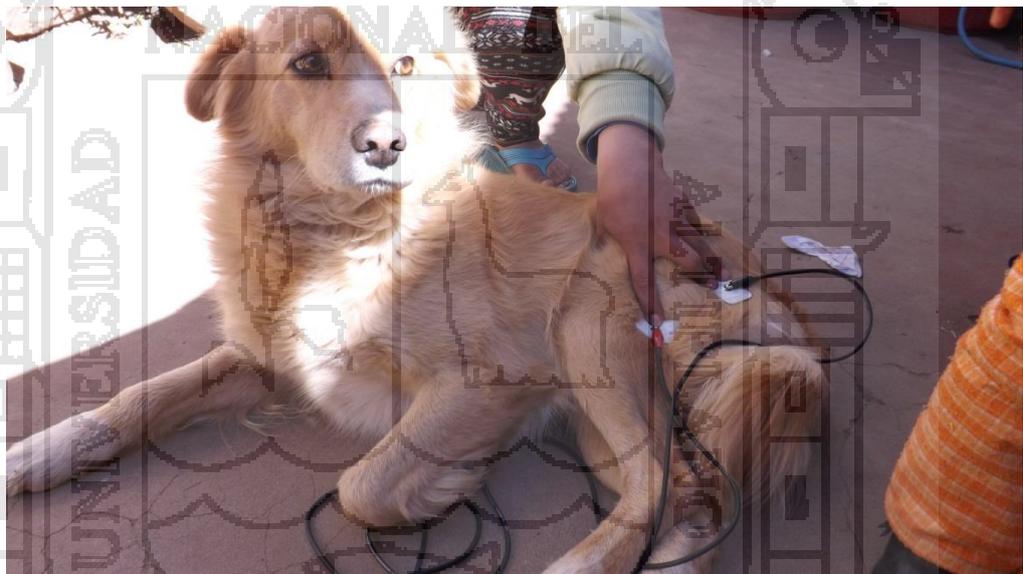


Figura N°20: Paciente de prueba 01, con frecuencia de electro estimulación de 84Hz a 104Hz.

Fuente: Archivo personal



Figura N°21: Paciente de prueba 01, con frecuencia de electro estimulación de 114Hz.

Fuente: Archivo personal

5.2.4. Experimento N°4: Se Aplicó el Dispositivo de Electro Estimulación a un Felino Doméstico (Gato)

El experimento en cuestión, se dio para comprobar que el Dispositivo de Electro Estimulación puede también ser usado en otros animales menores o mascotas domésticas. Se vio que al igual que en el primer experimento el paciente no mostro ningún tipo de malestar o queja de parte suya por los pulsos suministrados.

Tiempo	Frecuencia	Observación
1 min	64Hz	El estímulo es tolerable por el felino, podemos notar que el musculo está trabajando levemente.
1 min	84Hz	El estímulo sigue siendo tolerable al igual

		que en la prueba con canes, el musculo empieza a trabajar de manera más notoria.
1 min	104Hz	El felino ya presentaba leve molestia desde la frecuencia aproximada 90hz pero aun tolera el estímulo y el musculo notamos que trabaja más.
1 min	114Hz	El felino presenta molestia con el estímulo pero no al punto de atterramiento y el musculo se contrae con mayor fuerza.

Tabla N°5: Ficha de registro de datos y observaciones N°3

Fuente: Archivo personal

5.2.5. Experimento N°5: Se Aplicó el Dispositivo de Electro Estimulación a un Paciente con Atrofia Muscular por Causa de Accidente Vehicular

El paciente al que se le trataría, derivo de una operación, la cual fue hecha por sufrir un accidente vehicular que le ocasionó la fractura del hueso fémur de la extremidad inferior derecha dicha operación causo que el paciente pierda más de una tercera parte de la firmeza de su masa muscular de la extremidad afectada, esto se dio por estar con yeso la extremidad afectada y posterior a ello por la misma reacción natural del paciente al evadir el dolor por mover su extremidad.

Se le aplico el tratamiento de electro estimulación teniendo en cuenta las frecuencias sugeridas para atrofia y fuerza muscular, respetando las variantes también sugeridas.

Si no se trataría adecuadamente el musculo atrofiado, queda la posibilidad de esperar que el paciente recupere por sus propios medios parcialmente y quede con cojera permanente o que puede conseguir su completa recuperación, pero tomando más cuidados y mucho más tiempo.



Figura N°22: Paciente con atrofia muscular, presenta perdida de un 30% de fuerza muscular en la extremidad inferior derecha

Fuente: Archivo personal



FiguraN°23: Zonas donde se situaran los electrodos rasurados para un mejor contacto

Fuente: Archivo personal

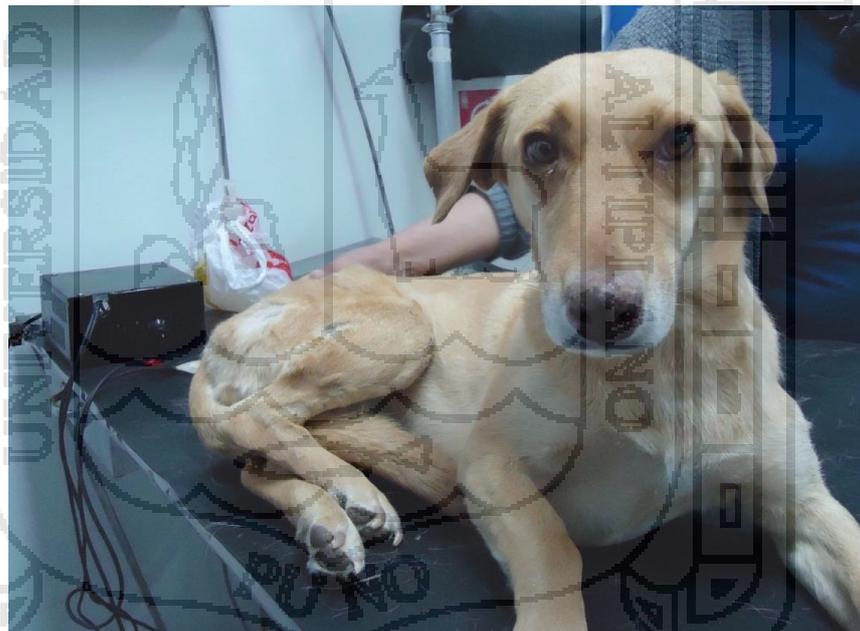


Figura N°24: Paciente preparado para la terapia de Electro Estimulación

Fuente: Archivo personal



Figura N°25: Paciente recibiendo la terapia de Electro Estimulación en el musculo atrofiado

Fuente: Archivo personal

Tiempo	Frecuencia	Observación
1 min	64Hz	La paciente presenta presenta leve molestia por causa del trabajo inesperado del musculo.
1 min	84Hz	La paciente parece haber asimilado el trabajo involuntario del musculo a causa del estímulo aplicado que le es tolerable, porque no presenta reacción adversa.
1 min	104Hz	La paciente presenta molestia a causa del estímulo, pero el musculo trabaja más firmemente.
1 min	114Hz	La paciente tiende a incomodarse por lo que se apaga el dispositivo.

Tabla N°6: Ficha de registro de datos y observaciones N°4

Fuente: Archivo personal

5.2.6. Experimento N°6: Se Aplicó el Dispositivo de Electro Estimulación a un Paciente con Parálisis Completa de sus miembros Inferiores

El paciente había sufrido un accidente vehicular que ocasionó daños en su columna vertebral y por consiguiente la parálisis definitiva de sus miembros inferiores, se le colocó el dispositivo y recordando el Experimento N°2, la acción de cronaxia fue comprobada así obteniendo la respuesta de contracción y relajación muscular, muy a pesar de que la mascota no volvería a caminar.

Tiempo	Frecuencia	Observación
1 min	64Hz	El paciente no presenta molestia, y el musculo empieza trabajar ligeramente.
1 min	84Hz	El paciente no presenta molestia, y el musculo se contrae con más fuerza.
1 min	104Hz	El paciente no presenta molestia, y el musculo se contrae con más fuerza que en frecuencias menores.
1 min	114Hz	El paciente no presenta molestia, y el musculo se contrae con más fuerza que en frecuencias menores.

Tabla N°7: Ficha de registro de datos y observaciones N°5

Fuente: Archivo personal

CONCLUSIONES

Durante y después de la realización de este Proyecto de Investigación, se llegó a las siguientes conclusiones:

PRIMERO :Para hacer el diseño del dispositivo necesitábamos trabajar con respuestas exactas por lo cual debíamos contar con equipos de laboratorio, osciloscopio, sondas y fuente simétrica variable porque es indispensable visualizar lo que anda sucediendo en nuestro diseño y según estas respuestas podremos asegurar la integridad de los futuros pacientes con un buen diseño.

SEGUNDO : Trabajamos con ondas cuadradas bifásicas, usando el timer 555, en modo astable, nuestro rango de trabajo fue de 64Hz a 114Hz regulable, duración del pulso 730 useg. Concluimos que la onda cuadrada fue la elección adecuada, tanto para producir la corriente o pulso farádico necesarios para tratamientos terapéuticos y por la sencillez y bajo costo del circuito.

TERCERO :El dispositivo diseñado y posterior a ello implementado, generó la señal deseada, y la carga final aplicada al paciente es tolerable, el dispositivo también cuenta con una etapa de protección o aislamiento que brinda la seguridad de que el paciente no resulte afectado.

CUARTO :El dispositivo de electro estimulación ya implementado, se probó satisfactoriamente en canes y un felino domésticos, todos ellos tolerando el estímulo eléctrico aplicado. Tomamos referencia de la bibliografía especializada para poder contar con parámetros de referencia, el paciente con el musculo atrofiado pudo recibir esta terapia y así fortaleciendo de manera

pasiva el musculo en cuestión, lo cual era necesario para recuperar la fuerza muscular perdida, de esta manera se concluye que el electro estimulador es un herramienta más para el tratamiento de rehabilitación de nuestras mascotas y un principio para futuras investigaciones en ambas carreras profesionales para poder adecuar el dispositivo para tareas más complejas.

QUINTO :Las simulaciones en PC no fueron completamente fiables al momento de hacer el diseño porque no siempre pueden abarcar el trabajo de un instrumento de laboratorio o simular el verdadero comportamiento de un circuito eléctrico. Para poder realizar los diseños de cada etapa fue de gran ayuda en ahorrar tiempo, poder tener conocimiento de diseños ya existentes para poder adecuarlos o en algunos casos mejorarlos para nuestro propósito. Luego de hacer los cálculos matemáticos para obtener los valores de componentes a usarse, estos no siempre nos brindan los resultados deseados, y solo partiendo desde ese punto, implementando el prototipo y haciendo las pruebas, podemos en si conseguir los objetivos deseados para poder diseñar e implementar el proyecto.

RECOMENDACIONES

PRIMERO : Es necesario tener muchos cuidados al momento de manipular los componentes ya en el circuito para poder comprobar si están sobrecalentándose, pues los transistores tienden a quemarse o hacer corto con facilidad, al igual que el integrado LM555N necesita un zócalo para poder así asegurarnos de que no se quemara por el calor excesivo del cautín puesto que en la realización de este proyecto se presentaron estos inconvenientes.

SEGUNDO : Es necesario e indispensable poder investigar sobre los patrones de estimulación, frecuencia y tiempo de uso aplicación del dispositivo en pacientes, esto evitara efectos secundarios adversos o agravar la integridad del can.

TERCERO : Una vez localizado los puntos donde se situaran los electrodos en el musculo a tratar del paciente, es necesario rasurar dicha zona y para un mejor contacto se sugiere usar gel conductor.

BIBLIOGRAFÍA

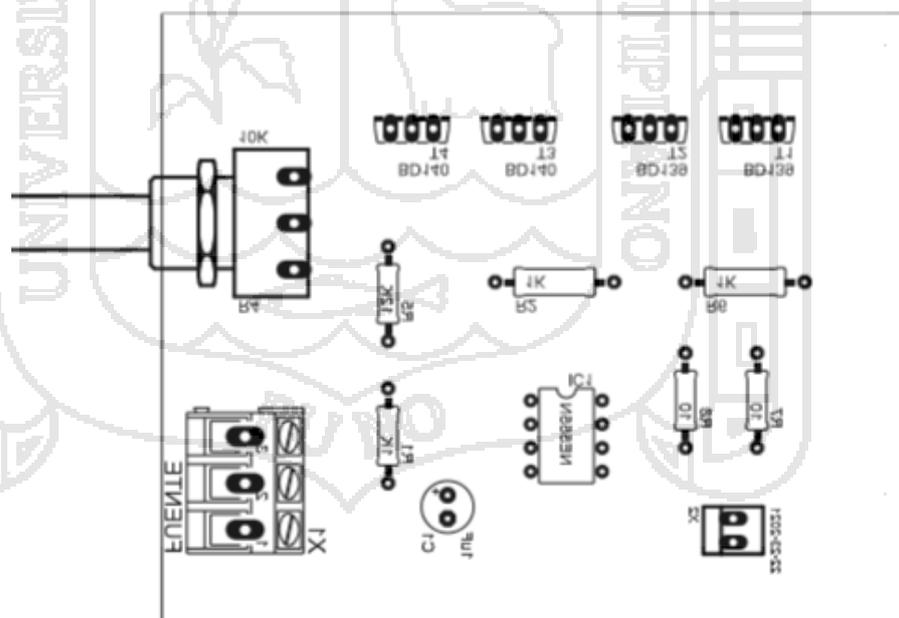
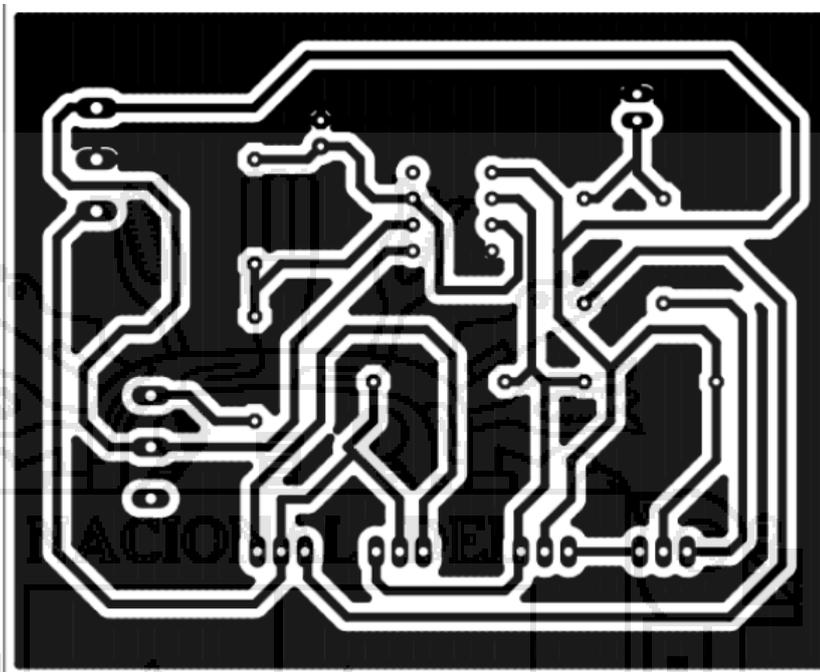
- ZAPATA VÉLEZ, *Diseño de un Estimulador Eléctrico Funcional para Rehabilitación Física en Miembros Distales Superiores con Disfunción Motriz.* Pontificia Universidad Católica del Perú. Lima – Perú.
- Manuel A. 2010
- BUENO PALOMEQUE, Freddy L. *Diseño y Construcción de un Electro Estimulador Clínico para Fisioterapia y Rehabilitación con Cuatro Módulos de Aplicación.* Universidad Politécnica Salesiana. Cuenca – Ecuador.
- HEREDIA REAL, Cristian R. 2008
- SCHWEIZ, Miguel. *Sistema muscular. Anatomía del perro.* Enciclopedia de Animales. 2008
- RECVET. Vol. II, N° 07. *La fisioterapia: Un Medio Efectivo en el Tratamiento Conservador de la Osteoartritis de Rodilla del Perro.* Revista Electrónica de Clínica Veterinaria RECVET. 2007
- CORTES MÁNICA, Álvaro. *Diseño de un Dispositivo Generador de Corrientes Interferenciales para el Tratamiento de Patologías de Origen Muscular y Circulatorio.* Instituto Tecnológico de Mérida. Mérida – Yucatán – México. 2008
- ECHANDI, Oscar Robert. *Terapias alternativas en la rehabilitación de nuestras mascotas.* Website Dr. Robert, Hospital Veterinario.
- SCHWEIZ. Miguel. *Sistema muscular. Anatomía del perro.* Enciclopedia de Animales. 2008

- GONZÁLES L., Marite *Miastenia Gravis Adquirida en Caninos Domésticos.* Hospital para Pequeñas Especies. 2000 Departamento de Medicina y Zootecnia para Pequeñas, Departamento de patología. Facultad de Medicina Veterinaria y Zootecnia, Universidad Nacional Autónoma de México, D.F.
- MARTÍN CORDERO, Jorge Enrique *Agentes Físicos Terapéuticos.* AachenUniversity of AppliedSciences. Departamento de Publicaciones 2008 Electrónicas. Ciudad de La Habana.
- ROMEROBUSTILLO *Corriente Farádica, Biología.* UNIR Universidad 2010 Virtual.

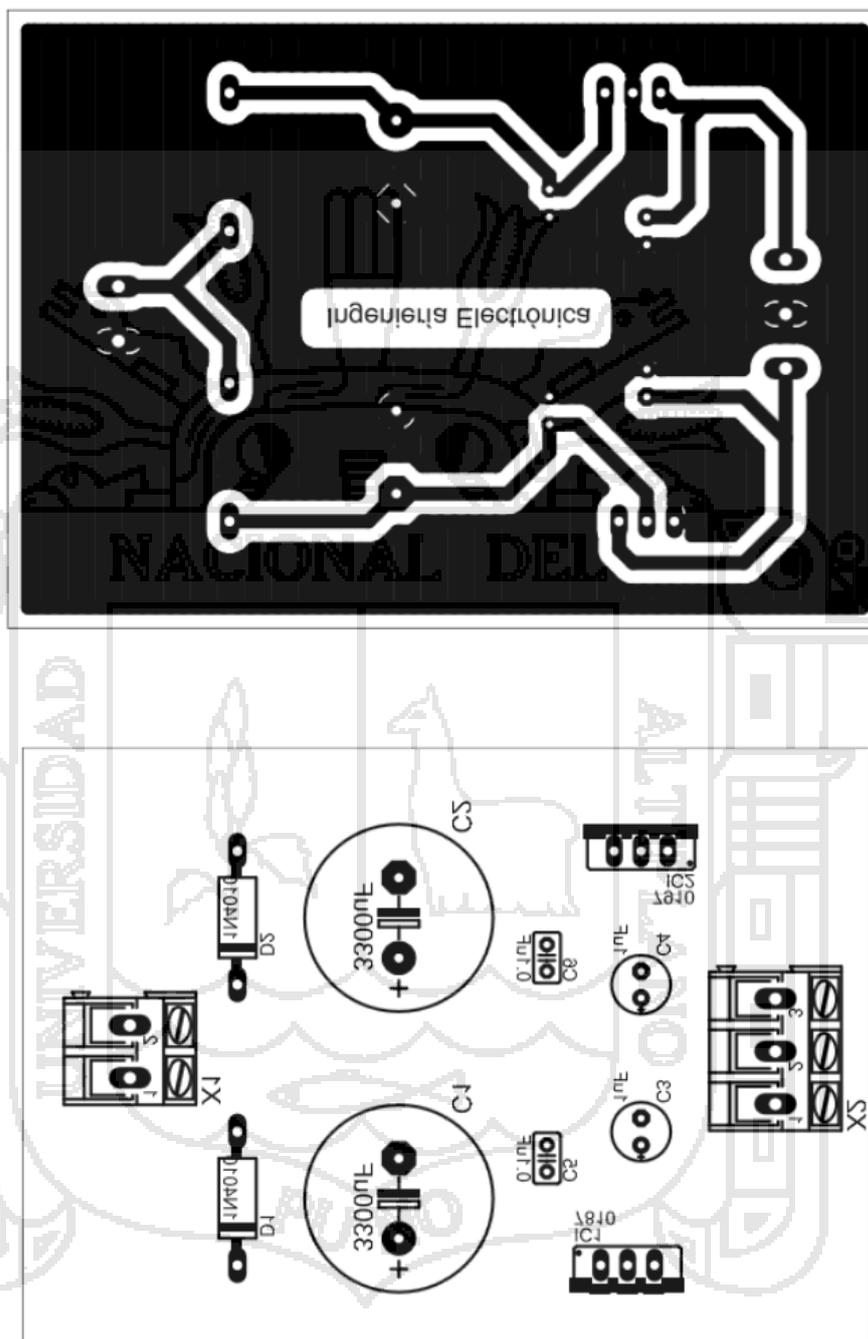




ANEXO I. Board y Posición de Componentes del Circuito Generador de pulsos y Amplificador Acoplados



ANEXO II. Board y Posición de Componentes del Circuito de la Fuente Simétrica



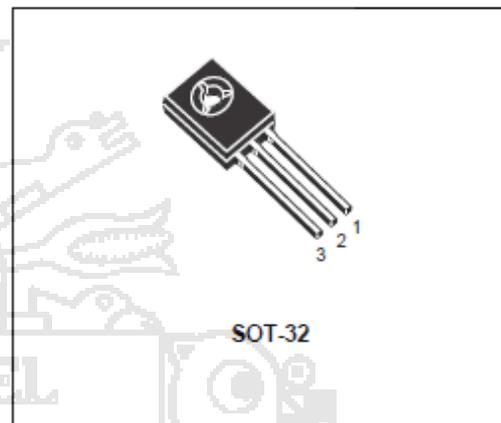
ANEXO III. Especificaciones del transistor DB140



BD136
BD138/BD140

PNP SILICON TRANSISTORS

Type	Marking
BD136	BD136
BD136-10	BD136-10
BD136-16	BD136-16
BD138	BD138
BD140	BD140
BD140-10	BD140-10
BD140-16	BD140-16

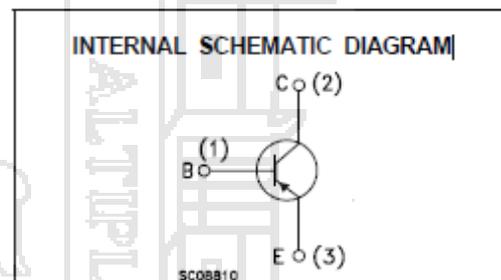


- STMicroelectronics PREFERRED SALESTYPES
- PNP TRANSISTOR

DESCRIPTION

The BD136, BD138 and BD140 are silicon Epitaxial Planar PNP transistors mounted in Jedec SOT-32 plastic package, designed for audio amplifiers and drivers utilizing complementary or quasi-complementary circuits.

The complementary NPN types are the BD135, BD137 and BD139.



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value			Unit
		BD136	BD138	BD140	
V_{CE0}	Collector-Base Voltage ($I_E = 0$)	-45	-80	-80	V
V_{CE0}	Collector-Emitter Voltage ($I_B = 0$)	-45	-80	-80	V
V_{EB0}	Emitter-Base Voltage ($I_C = 0$)		-5		V
I_C	Collector Current		-1.5		A
I_{CM}	Collector Peak Current		-3		A
I_B	Base Current		-0.5		A
P_{tot}	Total Dissipation at $T_c \leq 25^\circ\text{C}$		12.5		W
P_{tot}	Total Dissipation at $T_{amb} \leq 25^\circ\text{C}$		1.25		W
T_{stg}	Storage Temperature		-65 to 150		$^\circ\text{C}$
T_j	Max. Operating Junction Temperature		150		$^\circ\text{C}$

BD136 / BD138 / BD140

THERMAL DATA

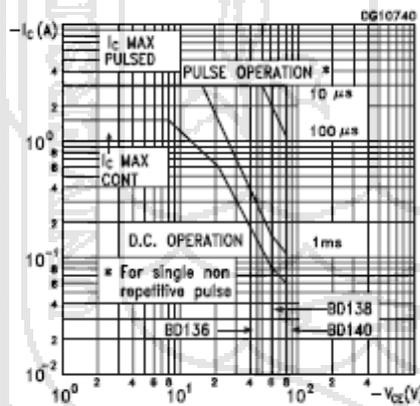
$R_{th(case)}$	Thermal Resistance Junction-case	Max	10	$^{\circ}C/W$
----------------	----------------------------------	-----	----	---------------

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_{case} = 25^{\circ}C$ unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
I_{CBO}	Collector Cut-off Current ($I_E = 0$)	$V_{CB} = -30 V$ $V_{CB} = -30 V \quad T_C = 125^{\circ}C$			-0.1 -10	μA μA
I_{EBO}	Emitter Cut-off Current ($I_C = 0$)	$V_{EB} = -5 V$			-10	μA
$V_{CE(sus)*}$	Collector-Emitter Sustaining Voltage ($I_B = 0$)	$I_C = -30 mA$ for BD136 $I_C = -150 mA$ for BD138 $I_C = -0.5 A$ for BD140	-45 -60 -80			V V V
$V_{CE(sat)*}$	Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_C = -0.5 A \quad I_B = -0.05 A$			-0.5	V
V_{BE*}	Base-Emitter Voltage	$I_C = -0.5 A \quad V_{CE} = -2 V$			-1	V
h_{FE*}	DC Current Gain	$I_C = -5 mA \quad V_{CE} = -2 V$ $I_C = -150 mA \quad V_{CE} = -2 V$ $I_C = -0.5 A \quad V_{CE} = -2 V$	25 40 25		250	
h_{FE}	h_{FE} Groups	$I_C = -150 mA \quad V_{CE} = -2 V$ for BD136/BD140 group-10 for BD136/BD140 group-16	63 100		160 250	

* Pulsed: Pulse duration = 300 μs , duty cycle 1.5 %

Safe Operating Areas



ANEXO IV. Especificaciones del transistor BD139

NPN Silicon Transistors

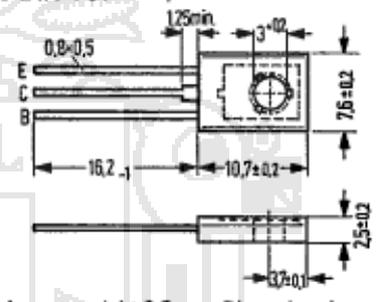
SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT

**BD 135
BD 137
BD 139**

For AF driver and output stages of medium performance

BD 135, BD 137, and BD 139 are epitaxial NPN silicon planar transistors in TO 126 plastic package (12 A 3 DIN 41869, sheet 4). The collector is electrically connected to the metallic mounting area. Together with BD 136, BD 138, and BD 140 as complementary pairs the transistors BD 135, BD 137, and BD 139 are designed for use in driver stages of high performance AF amplifiers.

Type	Ordering code	Type	Ordering code
BD 135	Q62702-D106	Mica washer	Q62902-B62
BD 135-6	Q62702-D106-V1	Spring washer	Q62902-B63
BD 135-10	Q62702-D106-V2	A 3 DIN 137	
BD 135-16	Q62702-D106-V3		
BD 135 paired	Q62702-D106-P		
BD 137	Q62702-D108		
BD 137-6	Q62702-D108-V1		
BD 137-10	Q62702-D108-V2		
BD 137 paired	Q62702-D108-P		
BD 139	Q62702-D110		
BD 139-6	Q62702-D110-V1		
BD 139-10	Q62702-D110-V2		
BD 139 paired	Q62702-D110-P		
BD 135/BD 136 compl. pair.	Q62702-D139-S1		
BD 137/BD 138 compl. pair.	Q62702-D140-S1		
BD 139/BD 140 compl. pair.	Q62702-D141-S1		



Approx. weight 0.5 g Dimensions in mm
 Transistor fixing with M 3 screw. Starting torque < 0.8 Nm; washer or spring washer should be used.
 1) If a 50 μ mica washer (ungreased) is used, the thermal resistance increases by 8 K/W and in case of a greased one by 4 K/W.

Maximum ratings		BD 135	BD 137	BD 139	
Collector-emitter voltage ($R_{BE} \leq 1 \text{ k}\Omega$)	V_{CER}	-	-	100	V
Collector-base voltage	V_{CBO}	45	60	-	V
Collector-emitter voltage	V_{CEO}	45	60	80	V
Emitter-base voltage	V_{EBO}	5	5	5	V
Collector peak current	I_{CM}	2,0	2,0	2,0	A
Collector current	I_C	1,5	1,5	1,5	A
Base current	I_B	0,2	0,2	0,2	A
Junction temperature	T_J	150	150	150	°C
Storage temperature range	T_{stg}	-55 to +125			°C
Total power dissipation ($T_{case} \leq 25^\circ\text{C}$)	P_{tot}	12,5	12,5	12,5	W

Thermal resistance		BD 135	BD 137	BD 139	
Junction to ambient air	R_{thJA}	≤ 110	≤ 110	≤ 110	K/W
Junction to case bottom	$R_{thJC}^{1)}$	≤ 10	≤ 10	≤ 10	K/W



SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT

BD 135
BD 137
BD 139

Static characteristics ($T_{amb} = 25\text{ }^\circ\text{C}$)

The transistors BD 135, BD 137, and BD 139 are grouped in accordance with the DC current gain h_{FE} , and marked by numerals of the German DIN standard.

h_{FE} group	6	10	16	
Type	BD 135 BD 137 BD 139	BD 135 BD 137 BD 139	BD 135 - -	BD 135 BD 137 BD 139
I_C (mA)	h_{FE} I_C/I_B	h_{FE} I_C/I_B	h_{FE} I_C/I_B	V_{BE} (V)
5	>25	>25	>25	-
150	63 (40 to 100)	100 (63 to 160)	160 (100 to 250)	-
500	>25	>25	>25	1.2

Static characteristics ($T_{amb} = 25\text{ }^\circ\text{C}$)	BD 135	BD 137	BD 139		
Collector-emitter saturation voltage ($I_C = 500\text{ mA}$; $I_B = 50\text{ mA}$)	V_{CEsat}	<0.5	<0.5	<0.5	V
Collector cutoff current ($V_{CB} = 30\text{ V}$)	I_{CBO}	<100	<100	<100	nA
Collector cutoff current ($V_{CB} = 30\text{ V}$; $T_{amb} = 125\text{ }^\circ\text{C}$)	I_{CBO}	≤ 10	≤ 10	≤ 10	μA
Emitter cutoff current ($V_{EB} = 5\text{ V}$)	I_{EBO}	≤ 10	≤ 10	≤ 10	μA
Collector-emitter breakdown voltage ($I_{CEO} = 50\text{ mA}$)	$V_{(BR)CEO}$	>45	>60	>80	V
Condition for matching pairs ($I_C = 150\text{ mA}$; $V_{CE} = 2\text{ V}$)	$\frac{h_{FE1}}{h_{FE2}}$	≤ 1.41	≤ 1.41	≤ 1.41	-
Dynamic characteristics ($T_{amb} = 25\text{ }^\circ\text{C}$)					
Transition frequency ($I_C = 50\text{ mA}$; $V_{CE} = 10\text{ V}$; $f = 100\text{ MHz}$)	f_T	>50	>50	>50	MHz

ANEXO V. Especificaciones del LM555N



www.fairchildsemi.com

LM555/NE555/SA555

Single Timer

Features

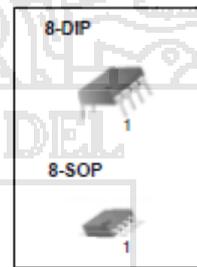
- High Current Drive Capability (200mA)
- Adjustable Duty Cycle
- Temperature Stability of 0.005%/°C
- Timing From μ Sec to Hours
- Turn off Time Less Than 2 μ Sec

Description

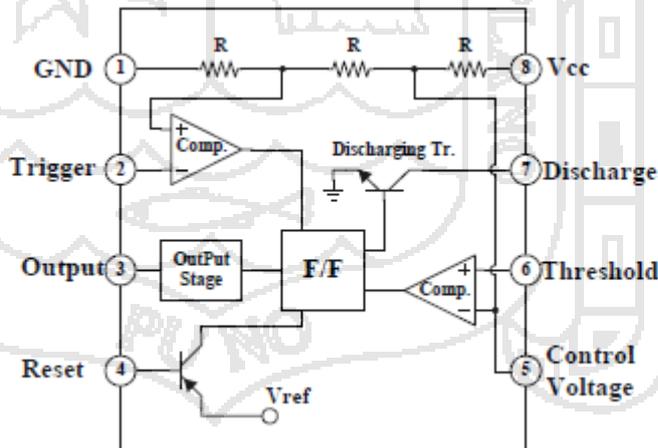
The LM555/NE555/SA555 is a highly stable controller capable of producing accurate timing pulses. With monostable operation, the time delay is controlled by one external resistor and one capacitor. With astable operation, the frequency and duty cycle are accurately controlled with two external resistors and one capacitor.

Applications

- Precision Timing
- Pulse Generation
- Time Delay Generation
- Sequential Timing



Internal Block Diagram



Electrical Characteristics

(TA = 25°C, VCC = 5 ~ 15V, unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
Supply Voltage	VCC	-	4.5	-	16	V
Supply Current *1(Low Stable)	ICC	VCC = 5V, RL = ∞	-	3	6	mA
		VCC = 15V, RL = ∞	-	7.5	15	mA
Timing Error *2 (Monostable) Initial Accuracy Drift with Temperature Drift with Supply Voltage	ACCUR Δt/ΔT Δt/ΔVCC	RA = 1kΩ to 100kΩ C = 0.1μF	-	1.0 50 0.1	3.0 - 0.5	% ppm/°C %/V
Timing Error *2(Astable) Initial Accuracy Drift with Temperature Drift with Supply Voltage	ACCUR Δt/ΔT Δt/ΔVCC	RA = 1kΩ to 100kΩ C = 0.1μF	-	2.25 150 0.3	-	% ppm/°C %/V
Control Voltage	VC	VCC = 15V	9.0	10.0	11.0	V
		VCC = 5V	2.6	3.33	4.0	V
Threshold Voltage	VTH	VCC = 15V	-	10.0	-	V
		VCC = 5V	-	3.33	-	V
Threshold Current *3	ITH	-	-	0.1	0.25	μA
Trigger Voltage	VTR	VCC = 5V	1.1	1.67	2.2	V
		VCC = 15V	4.5	5	5.6	V
Trigger Current	ITR	VTR = 0V	-	0.01	2.0	μA
Reset Voltage	VRST	-	0.4	0.7	1.0	V
Reset Current	IRST	-	-	0.1	0.4	mA
Low Output Voltage	VOL	VCC = 15V ISINK = 10mA ISINK = 50mA	-	0.06 0.3	0.25 0.75	V V
		VCC = 5V ISINK = 5mA	-	0.05	0.35	V
High Output Voltage	VOH	VCC = 15V ISOURCE = 200mA ISOURCE = 100mA	12.75	13.3	-	V V
		VCC = 5V ISOURCE = 100mA	2.75	3.3	-	V
Rise Time of Output	tR	-	-	100	-	ns
Fall Time of Output	tF	-	-	100	-	ns
Discharge Leakage Current	ILKG	-	-	20	100	nA

Notes:

1. Supply current when output is high is typically 1mA less at VCC = 5V
2. Tested at VCC = 5.0V and VCC = 15V
3. This will determine maximum value of RA + RB for 15V operation, the max. total R = 20MΩ, and for 5V operation the max. total R = 6.7MΩ

LM555/NE555/SA555

Application Information

Table 1 below is the basic operating table of 555 timer:

Table 1. Basic Operating Table

Threshold Voltage (V _{th})(PIN 6)	Trigger Voltage (V _{tr})(PIN 2)	Reset(PIN 4)	Output(PIN 3)	Discharging Tr. (PIN 7)
Don't care	Don't care	Low	Low	ON
$V_{th} > 2V_{oc} / 3$	$V_{tr} > 2V_{oc} / 3$	High	Low	ON
$V_{oc} / 3 < V_{th} < 2 V_{oc} / 3$	$V_{oc} / 3 < V_{tr} < 2 V_{oc} / 3$	High	-	-
$V_{th} < V_{oc} / 3$	$V_{tr} < V_{oc} / 3$	High	High	OFF

When the low signal input is applied to the reset terminal, the timer output remains low regardless of the threshold voltage or the trigger voltage. Only when the high signal is applied to the reset terminal, timer's output changes according to threshold voltage and trigger voltage.

When the threshold voltage exceeds 2/3 of the supply voltage while the timer output is high, the timer's internal discharge Tr. turns on, lowering the threshold voltage to below 1/3 of the supply voltage. During this time, the timer output is maintained low. Later, if a low signal is applied to the trigger voltage so that it becomes 1/3 of the supply voltage, the timer's internal discharge Tr. turns off, increasing the threshold voltage and driving the timer output again at high.

1. Monostable Operation

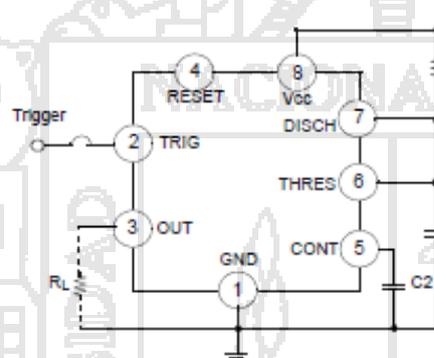


Figure 1. Monoatable Circuit

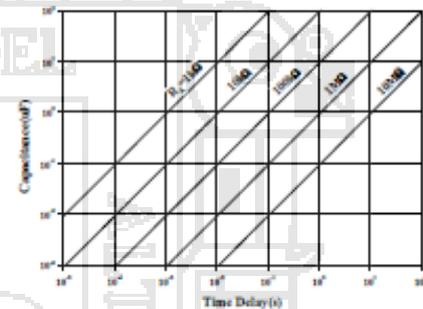


Figure 2. Resistance and Capacitance vs. Time delay(t_d)

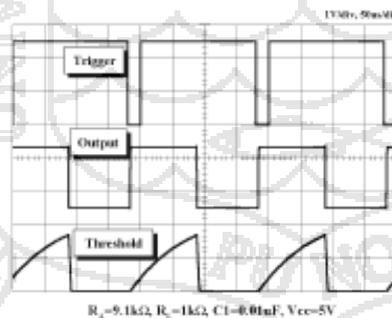


Figure 3. Waveforms of Monostable Operation

Figure 1 illustrates a monostable circuit. In this mode, the timer generates a fixed pulse whenever the trigger voltage falls below $V_{cc}/3$. When the trigger pulse voltage applied to the #2 pin falls below $V_{cc}/3$ while the timer output is low, the timer's internal flip-flop turns the discharging Tr. off and causes the timer output to become high by charging the external capacitor C1 and setting the flip-flop output at the same time.

The voltage across the external capacitor C1, V_{C1} increases exponentially with the time constant $\tau=R_A*C$ and reaches $2V_{cc}/3$ at $t_d=1.1R_A*C$. Hence, capacitor C1 is charged through resistor R_A . The greater the time constant $R_A C$, the longer it takes for the V_{C1} to reach $2V_{cc}/3$. In other words, the time constant $R_A C$ controls the output pulse width.

When the applied voltage to the capacitor C1 reaches $2V_{cc}/3$, the comparator on the trigger terminal resets the flip-flop, turning the discharging Tr. on. At this time, C1 begins to discharge and the timer output converts to low.

In this way, the timer operating in monostable repeats the above process. Figure 2 shows the time constant relationship based on R_A and C. Figure 3 shows the general waveforms during monostable operation.

It must be noted that, for normal operation, the trigger pulse voltage needs to maintain a minimum of $V_{cc}/3$ before the timer output turns low. That is, although the output remains unaffected even if a different trigger pulse is applied while the output is high, it may be affected and the waveform not operate properly if the trigger pulse voltage at the end of the output pulse remains at below $V_{cc}/3$. Figure 4 shows such timer output abnormality.

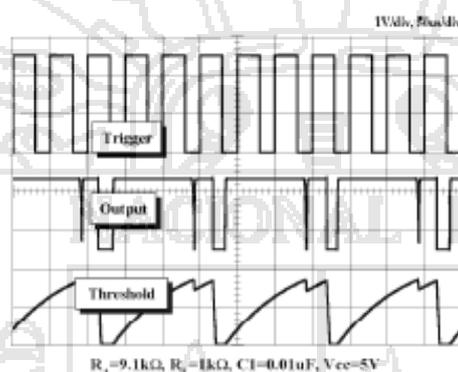


Figure 4. Waveforms of Monostable Operation (abnormal)

2. Astable Operation

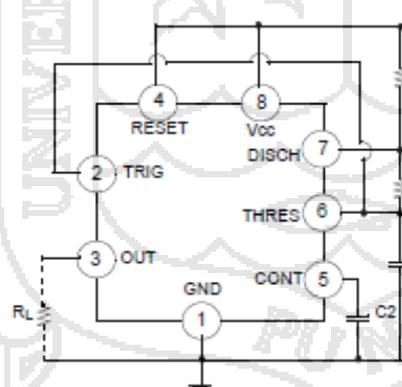


Figure 5. Astable Circuit

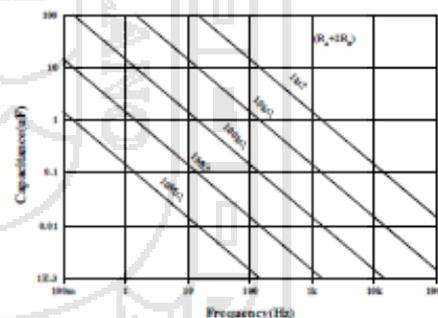


Figure 6. Capacitance and Resistance vs. Frequency

LM555/NE555/SA555

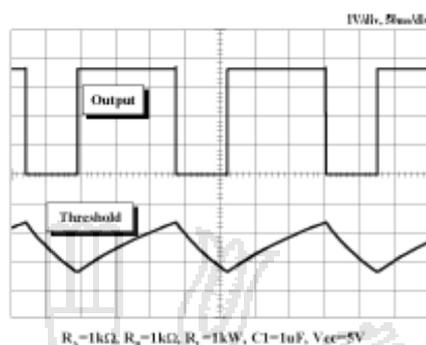
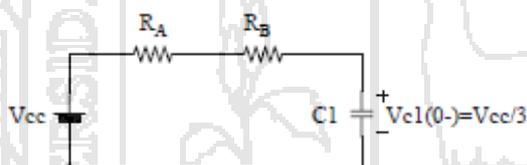


Figure 7. Waveforms of Astable Operation

An astable timer operation is achieved by adding resistor R_B to Figure 1 and configuring as shown on Figure 5. In astable operation, the trigger terminal and the threshold terminal are connected so that a self-trigger is formed, operating as a multi vibrator. When the timer output is high, its internal discharging Tr turns off and the $VC1$ increases by exponential function with the time constant $(R_A+R_B) \cdot C$.

When the $VC1$, or the threshold voltage, reaches $2V_{CC}/3$, the comparator output on the trigger terminal becomes high, resetting the F/F and causing the timer output to become low. This in turn turns on the discharging Tr and the $C1$ discharges through the discharging channel formed by R_B and the discharging Tr . When the $VC1$ falls below $V_{CC}/3$, the comparator output on the trigger terminal becomes high and the timer output becomes high again. The discharging Tr turns off and the $VC1$ rises again.

In the above process, the section where the timer output is high is the time it takes for the $VC1$ to rise from $V_{CC}/3$ to $2V_{CC}/3$, and the section where the timer output is low is the time it takes for the $VC1$ to drop from $2V_{CC}/3$ to $V_{CC}/3$. When timer output is high, the equivalent circuit for charging capacitor $C1$ is as follows:



$$C_1 \frac{dv_{C1}}{dt} = \frac{V_{CC} - V(0-)}{R_A + R_B} \quad (1)$$

$$V_{C1}(0+) = V_{CC}/3 \quad (2)$$

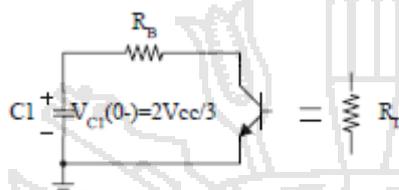
$$V_{C1}(t) = V_{CC} \left(1 - \frac{2}{3} e^{-\left(\frac{t}{(R_A + R_B) C_1} \right)} \right) \quad (3)$$

Since the duration of the timer output high state(t_H) is the amount of time it takes for the $VC1(t)$ to reach $2V_{CC}/3$,

$$V_{C1}(t) = \frac{2}{3}V_{CC} = V_{CC} \left(1 - \frac{2}{3}e^{-\left(\frac{t_H}{(R_A+R_B)C_1}\right)} \right) \quad (4)$$

$$t_H = C_1(R_A + R_B)\ln 2 = 0.693(R_A + R_B)C_1 \quad (5)$$

The equivalent circuit for discharging capacitor C1 when timer output is low as follows:



$$C_1 \frac{dv_{C1}}{dt} + \frac{1}{R_A + R_B} V_{C1} = 0 \quad (6)$$

$$V_{C1}(t) = \frac{2}{3}V_{CC} e^{-\frac{t}{(R_A+R_D)C_1}} \quad (7)$$

Since the duration of the timer output low state (t_L) is the amount of time it takes for the $V_{C1}(t)$ to reach $V_{CC}/3$,

$$\frac{1}{3}V_{CC} = \frac{2}{3}V_{CC} e^{-\frac{t_L}{(R_A+R_D)C_1}} \quad (8)$$

$$t_L = C_1(R_B + R_D)\ln 2 = 0.693(R_B + R_D)C_1 \quad (9)$$

Since R_D is normally $R_B \gg R_D$ although related to the size of discharging T_r , $t_L = 0.693R_B C_1$ (10)

Consequently, if the timer operates in astable, the period is the same with $T = t_H + t_L = 0.693(R_A + R_B)C_1 + 0.693R_B C_1 = 0.693(R_A + 2R_B)C_1$ because the period is the sum of the charge time and discharge time. And since frequency is the reciprocal of the period, the following applies.

frequency,
$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C_1} \quad (11)$$

3. Frequency divider

By adjusting the length of the timing cycle, the basic circuit of Figure 1 can be made to operate as a frequency divider. Figure 8, illustrates a divide-by-three circuit that makes use of the fact that retriggering cannot occur during the timing cycle.

LM555NE555/SA555

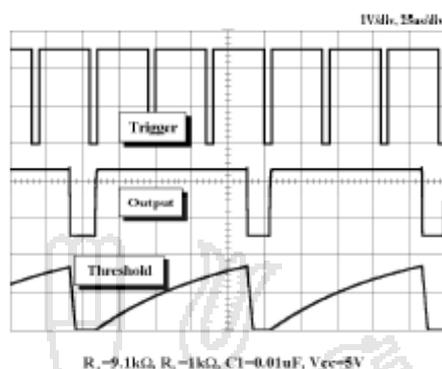


Figure 8. Waveforms of Frequency Divider Operation

4. Pulse Width Modulation

The timer output waveform may be changed by modulating the control voltage applied to the timer's pin 5 and changing the reference of the timer's internal comparators. Figure 9 illustrates the pulse width modulation circuit.

When the continuous trigger pulse train is applied in the monostable mode, the timer output width is modulated according to the signal applied to the control terminal. Sine wave as well as other waveforms may be applied as a signal to the control terminal. Figure 10 shows an example of pulse width modulation waveform.

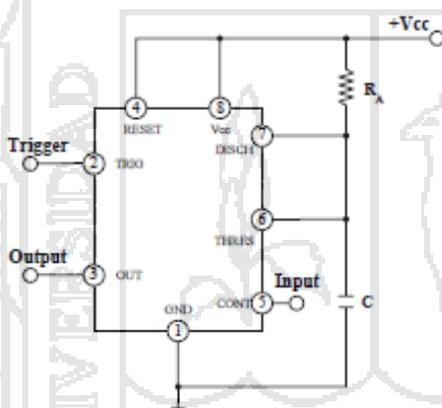


Figure 9. Circuit for Pulse Width Modulation

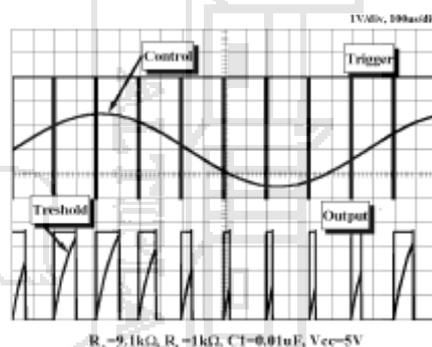


Figure 10. Waveforms of Pulse Width Modulation

5. Pulse Position Modulation

If the modulating signal is applied to the control terminal while the timer is connected for astable operation as in Figure 11, the timer becomes a pulse position modulator.

In the pulse position modulator, the reference of the timer's internal comparators is modulated which in turn modulates the timer output according to the modulation signal applied to the control terminal.

Figure 12 illustrates a sine wave for modulation signal and the resulting output pulse position modulation: however, any wave shape could be used.

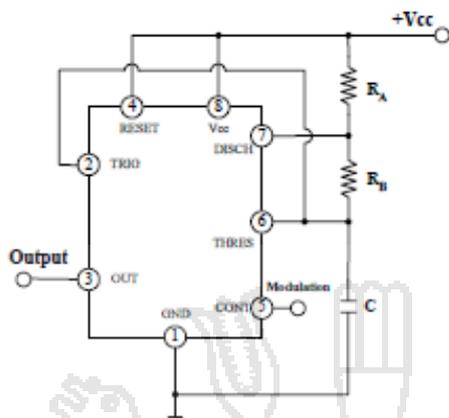
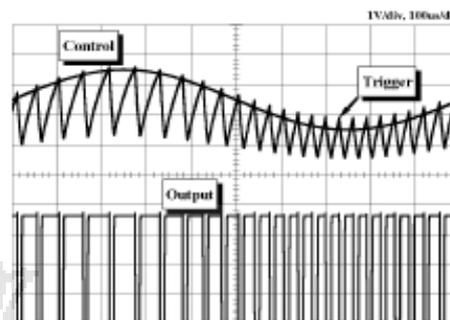


Figure 11. Circuit for Pulse Position Modulation



$R_A=3.9k\Omega, R_B=1k\Omega, R_C=1k\Omega, C1=0.01\mu F, V_{CC}=5V$

Figure 12. Waveforms of pulse position modulation

6. Linear Ramp

When the pull-up resistor R_A in the monostable circuit shown in Figure 1 is replaced with constant current source, the V_{C1} increases linearly, generating a linear ramp. Figure 13 shows the linear ramp generating circuit and Figure 14 illustrates the generated linear ramp waveforms.

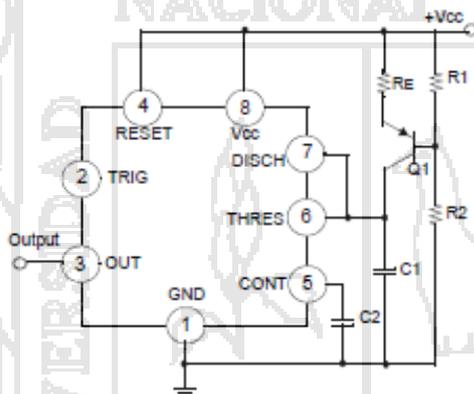
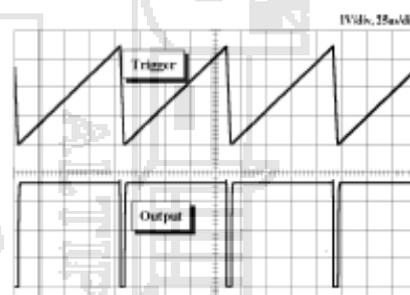


Figure 13. Circuit for Linear Ramp



$R1=47k\Omega, R2=100k\Omega, R_E=2.7k\Omega, R_C=1k\Omega, C1=0.01\mu F, V_{CC}=5V$

Figure 14. Waveforms of Linear Ramp

In Figure 13, current source is created by PNP transistor $Q1$ and resistor $R1, R2,$ and R_E .

$$I_C = \frac{V_{CC} - V_E}{R_E} \quad (12)$$

Here, V_E is

$$V_E = V_{BE} + \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_{CC} \quad (13)$$

For example, if $V_{CC}=15V, R_E=20k\Omega, R1=5k\Omega, R2=10k\Omega$ and $V_{BE}=0.7V,$
 $V_E=0.7V+10V=10.7V$
 $I_C=(15-10.7)/20k=0.215mA$

LM555/NE555/8A555

When the trigger is started in a timer configured as shown in Figure 13, the current flowing to capacitor C1 becomes a constant current generated by PNP transistor and resistors.

Hence, the VC is a linear ramp function as shown in Figure 14. The gradient S of the linear ramp function is defined as follows:

$$S = \frac{V_{p-p}}{T} \quad (14)$$

Here the V_{p-p} is the peak-to-peak voltage.

If the electric charge amount accumulated in the capacitor is divided by the capacitance, the VC comes out as follows:

$$V=Q/C \quad (15)$$

The above equation divided on both sides by T gives us

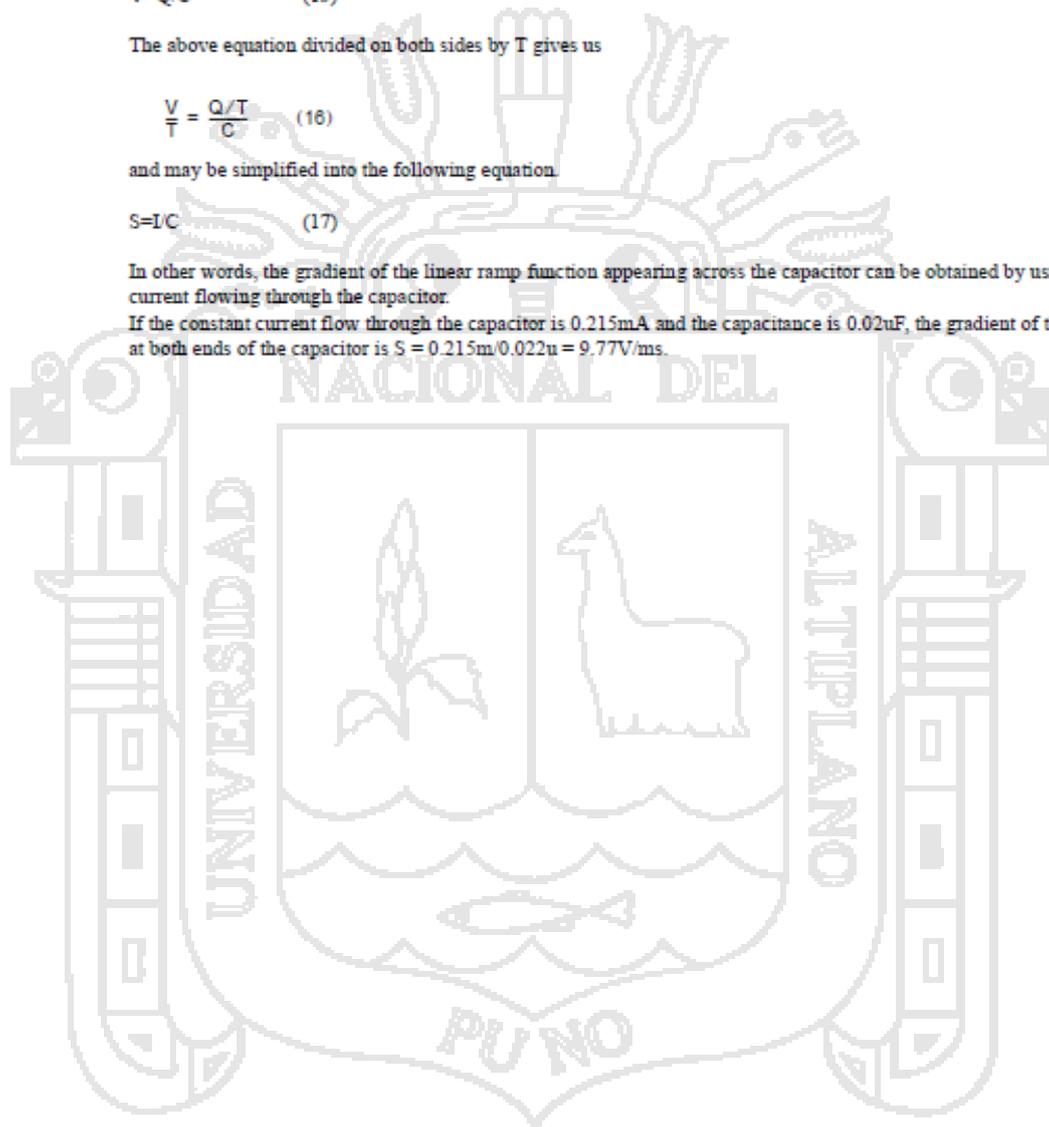
$$\frac{V}{T} = \frac{Q/T}{C} \quad (16)$$

and may be simplified into the following equation.

$$S=I/C \quad (17)$$

In other words, the gradient of the linear ramp function appearing across the capacitor can be obtained by using the constant current flowing through the capacitor.

If the constant current flow through the capacitor is 0.215mA and the capacitance is 0.02uF, the gradient of the ramp function at both ends of the capacitor is $S = 0.215m/0.022u = 9.77V/ms$.



ANEXO VI. Especificaciones del Regulador LM7810

UTCLM78XX LINEAR INTEGRATED CIRCUIT

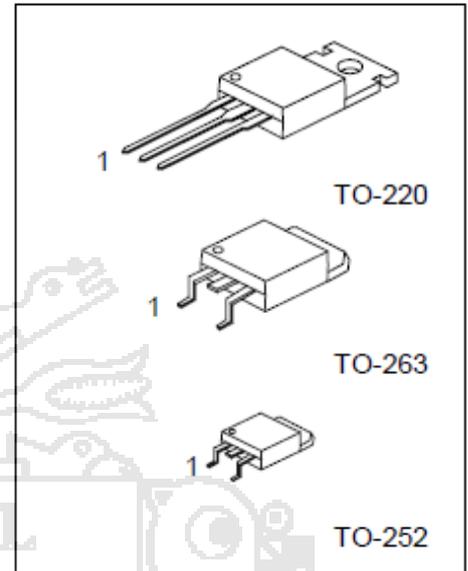
3-TERMINAL 1A POSITIVE VOLTAGE REGULATOR

DESCRIPTION

The UTC 78XX family is monolithic fixed voltage regulator integrated circuit. They are suitable for applications that required supply current up to 1 A.

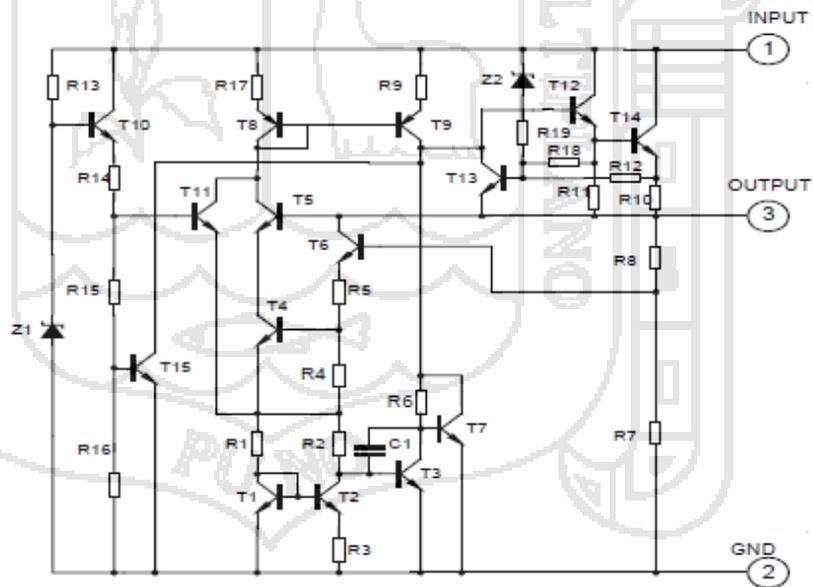
FEATURES

- *Output current up to 1.5 A
- *Fixed output voltage of 5V, 6V, 8V, 9V, 10V, 12V, 15V, 18V and 24V available
- *Thermal overload shutdown protection
- *Short circuit current limiting
- *Output transistor SOA protection



1: Input 2: GND 3: Output

TEST CIRCUIT



UTC LM78XX LINEAR INTEGRATED CIRCUIT

UTC LM7824 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

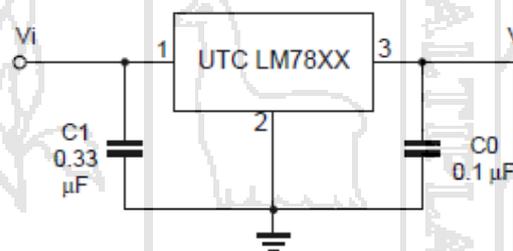
($V_i=33V$, $I_o=0.5A$, $T_j=0^\circ C - 12^\circ C$, $C_1=0.33\mu F$, $C_o=0.1\mu F$, unless otherwise specified)(Note 1)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
Output Voltage	V_o	$T_j=25^\circ C, I_o=5mA - 1.0A$	23.04	24.0	24.96	V
		$V_i = 27V \text{ to } 38V, I_o=5mA - 1.0A$	22.80		25.20	V
Load Regulation	ΔV_o	$T_j=25^\circ C, I_o=5mA - 1.5A$			240	mV
		$T_j=25^\circ C, I_o=0.25A - 0.75A$			120	mV
Line regulation	ΔV_o	$V_i = 27V \text{ to } 38V, T_j=25^\circ C$			240	mV
		$V_i = 27V \text{ to } 38V, T_j=25^\circ C, I_o=1A$			240	mV
Quiescent Current	I_q	$T_j=25^\circ C, I_o < 1A$			8.0	mA
Quiescent Current Change	ΔI_q	$V_i = 28V \text{ to } 38V$			1.0	mA
		$I_o=5mA - 1.0A$			0.5	mA
Output Noise Voltage	V_N	$10Hz \leq f \leq 100kHz$		170		μV
Temperature coefficient of V_o	$\Delta V_o/\Delta T$	$I_o=5mA$		-2.8		$mV/^\circ C$
Ripple Rejection	RR	$V_i = 28V - 38V, f=120Hz, T_j=25^\circ C$	50	66		dB
Peak Output Current	I_{PK}	$T_j=25^\circ C$		1.8		A
Short-Circuit Current	I_{SC}	$V_i=35V, T_j=25^\circ C$		250		mA
Dropout Voltage	V_d	$T_j=25^\circ C$		2.0		V

Note 1: The Maximum steady state usable output current are dependent on input voltage, heat sinking, lead length of the package and copper pattern of PCB. The data above represents pulse test conditions with junction temperatures specified at the initiation of test.

Note 2: Power dissipation < 0.5W

APPLICATION CIRCUIT



Note 1: To specify an output voltage, substitute voltage value for "XX".

Note 2: Bypass capacitors are recommended for optimum stability and transient response and should be located as close as possible to the regulators.

ANEXO VII. Especificaciones del regulador LM7910

LM79XX

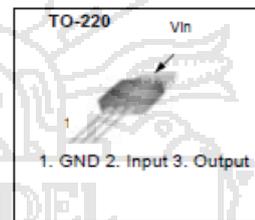
3-Terminal 1A Negative Voltage Regulator

Features

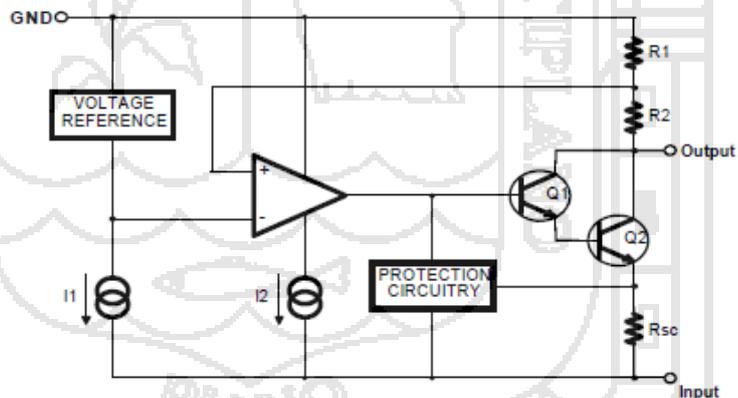
- Output Current in Excess of 1A
- Output Voltages of -5, -6, -8, -9, -10, -12, -15, -18 and -24V
- Internal Thermal Overload Protection
- Short Circuit Protection
- Output Transistor Safe Operating Area Compensation

Description

The LM79XX series of three terminal negative regulators are available in TO-220 package and with several fixed output voltages, making them useful in a wide range of applications. Each type employs internal current limiting, thermal shut down and safe operating area protection, making it essentially indestructible.



Internal Block Diagram



Electrical Characteristics (LM7910) (Continued)

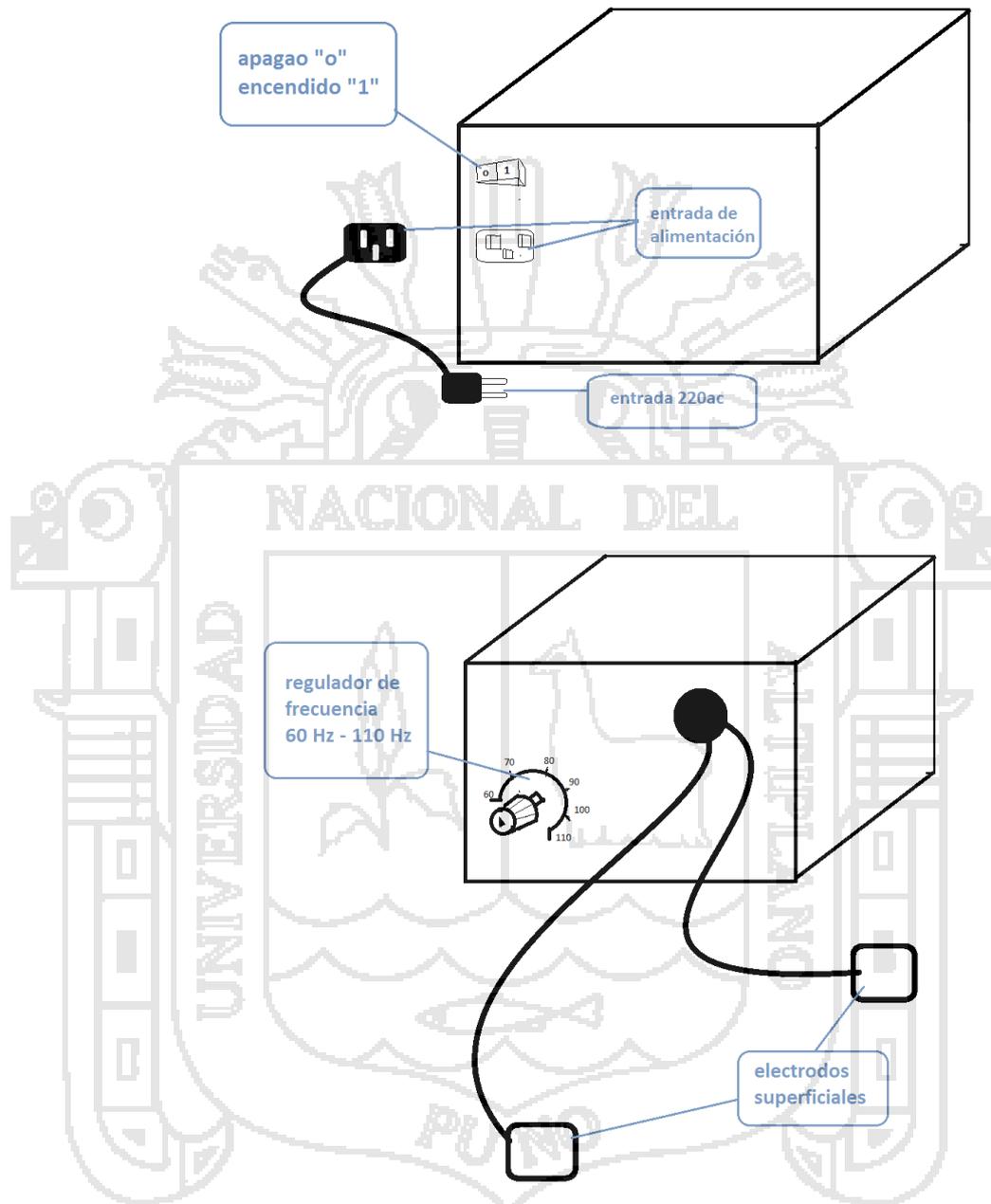
($V_I = -17V$, $I_O = 500mA$, $0^\circ C \leq T_J \leq +125^\circ C$, $C_I = 2.2\mu F$, $C_O = 1\mu F$, unless otherwise specified.)

Parameter	Symbol	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit	
Output Voltage	V_O	$T_J = +25^\circ C$	-9.6	-10	-10.4	V	
		$I_O = 5mA$ to $1A$, $P_d \leq 15W$ $V_I = -12V$ to -28	-9.5	-10	-10.5		
Line Regulation (Note1)	ΔV_O	$T_J = +25^\circ C$	$V_I = -12.5V$ to $-28V$	-	12	200	mV
			$V_I = -14V$ to $-20V$	-	6	100	
Load Regulation (Note1)	ΔV_O	$T_J = +25^\circ C$ $I_O = 5mA$ to $1.5A$	-	12	200	mV	
		$T_J = +25^\circ C$ $I_O = 250mA$ to $750mA$	-	4	100		
Quiescent Current	I_Q	$T_J = +25^\circ C$	-	3	6	mA	
Quiescent Current Change	ΔI_Q	$I_O = 5mA$ to $1A$	-	0.05	0.5	mA	
		$V_I = -12.5V$ to $-28V$	-	0.1	1		
Temperature Coefficient of V_O	$\Delta V_O/\Delta T$	$I_O = 5mA$	-	-1	-	mV/ $^\circ C$	
Output Noise Voltage	V_N	$10Hz \leq f \leq 100kHz$ $T_A = +25^\circ C$	-	280	-	μV	
Ripple Rejection	RR	$f = 120Hz$ $\Delta V_I = 10V$	54	60	-	dB	
Dropout Voltage	V_D	$T_J = +25^\circ C$ $I_O = 1A$	-	2	-	V	
Short Circuit Current	I_{SC}	$T_J = +25^\circ C$, $V_I = -35V$	-	300	-	mA	
Peak Current	I_{PK}	$T_J = +25^\circ C$	-	2.2	-	A	

Note:

1. Load and line regulation are specified at constant junction temperature. Changes in V_O due to heating effects must be taken into account separately. Pulse testing with low duty is used.

ANEXO VIII: Manual del Dispositivo de Electro Estimulación



- Se recomienda usar gel conductor en el área a situar los electros, para un mejor contacto se recomienda también rasurar el área donde se situaran los electrodo.
- Tiempo de tratamiento 5min, con intervalos de 25 min de reposo.
- Situar al paciente en una superficie aislada.