

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



Diseño e implementación de un dispositivo de terapia térmica para el  
tratamiento de la leishmaniasis cutánea

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Presentan:

Máximo Junior Quispe Torres

Erick Arturo Jaramillo Díaz

ASESOR: Ing. Willy Eduardo Carrera Soria

Dr. Ing. Benjamín Castañeda Aphan

Lima, febrero del 2013

## Resumen

---

El siguiente documento de tesis tiene como principal objetivo el diseño e implementación de un dispositivo prototipo destinado a la investigación y obtención de protocolos de aplicación de terapia térmica como tratamiento de leishmaniasis cutánea.

En el primer capítulo se reúne información general de la leishmaniasis cutánea, desde la conceptualización de la enfermedad, su importancia e impacto en el mundo y en el Perú, hasta los problemas que existen en la aplicación del tratamiento convencional, como son el costo y los efectos colaterales de los antimoniales pentavalentes y la anfotericina B.

En el segundo capítulo se presenta la terapia térmica como tratamiento alternativo a la enfermedad en estudio, la fundamentación de esta terapia, sus principales formas de aplicación, así como ensayos y estudios que se realizaron con este nuevo tratamiento. Con esta información se definió seguidamente una caracterización base de los parámetros y funciones que deberá cumplir nuestro diseño del dispositivo.

En el tercer capítulo se plantea el diagrama de bloques funcional del equipo. Se desarrolló cada etapa del diagrama de bloques mediante el planteamiento de requerimientos, alternativas de solución, y la elección final del diseño, con la que luego se realizaron los cálculos eléctricos necesarios y la programación digital correspondiente. De este modo se desarrollaron los diagramas esquemáticos de cada bloque funcional y sus modelos de tarjetas de circuito impreso para su posterior implementación.

En el cuarto capítulo se realizaron los ensayos y resultados que se obtuvieron de la implementación del diseño del capítulo anterior. Se realizaron pruebas a cada etapa del diagrama de bloques planteado en el capítulo anterior, con los que se verificó exitosamente una correspondencia con los parámetros de entrada y salida esperados en el diseño planteado. Se realizaron subsecuentemente los ensayos finales del equipo en su totalidad, los cuales se tradujeron a curvas de temperatura y tiempo, y se analizaron cuantitativamente respecto a los parámetros de diseño esperados. Se concluyó finalmente que el diseño planteado e implementado cumplió exitosamente los objetivos de esta tesis, y se indicaron además las recomendaciones y observaciones a considerar.

FACULTAD DE  
CIENCIAS E  
INGENIERÍA



PONTIFICIA  
UNIVERSIDAD  
CATÓLICA  
DEL PERÚ

**TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO**

Título : Diseño e implementación de un dispositivo de terapia térmica para el tratamiento de leishmaniasis cutánea.  
 Área : Bioingeniería # 1004  
 Asesor : Ing. Willy Eduardo Carrera Soria y Dr. Benjamín Castañeda Aphan.  
 Alumnos : Máximo Junior Quispe Torres Código : 20057134  
 Erick Arturo Jaramillo Díaz Código : 20060389  
 Fecha : 27 de Abril del 2012



**Descripción y Objetivos**

La Leishmaniasis cutánea es una enfermedad parasitaria que afecta a países del trópico y subtropical. En el Perú constituye la segunda endemia de tipo tropical y la tercera causa de morbilidad por enfermedades transmisibles. Actualmente carece de una vacuna, y el tratamiento más difundido consiste en una serie de inyecciones, pero los efectos secundarios además de la prolongada duración, costo y disponibilidad de las inyecciones, desmotivan a los pacientes a completar el tratamiento, por lo que en muchos casos la enfermedad se expande, constituyendo una fuente continua de contagio con complicaciones que pueden llegar a ser fatales.

Como tratamiento alternativo, la terapia térmica o termoterapia muestra obtener resultados muy similares al tratamiento convencional de inyecciones contra la Leishmaniasis cutánea, pero sin los efectos colaterales que el segundo provoca.

En el Perú se están llevando a cabo investigaciones de esta alternativa, sin embargo las metodologías de estos ensayos carecen de un control sobre los parámetros de aplicación, o no se cuenta con los recursos para acceder a un equipo que realice estas funciones, dificultando así un adecuado seguimiento de resultados y la documentación de protocolos de aplicación.

En el siguiente trabajo de tesis se plantea una alternativa de diseño e implementación de un equipo de termoterapia cutánea que ofrezca una aplicación programable y controlada, y que además sea eficaz, de costo reducido y de fácil manejo para el profesional de salud correspondiente.

MÁXIMO 80 PÁGINAS

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
SECCIÓN ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA

Dr. Ing. BENJAMÍN CASTAÑEDA APHAN  
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
SECCIÓN ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA

Ing. WILLY CARRERA SORIA  
PROFESOR ASOCIADO



FACULTAD DE  
CIENCIAS E  
INGENIERÍA



PONTIFICIA  
UNIVERSIDAD  
CATÓLICA  
DEL PERÚ

**TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO**

Título : Diseño e implementación de un dispositivo de terapia térmica para el tratamiento de leishmaniasis cutánea.

Introducción

- |                                    |                                  |
|------------------------------------|----------------------------------|
| 1. La Leishmaniasis.               | (Máximo Quispe /Erick Jaramillo) |
| 2. Terapia térmica.                | (Máximo Quispe /Erick Jaramillo) |
| 3. Diseño y desarrollo del equipo. | (Máximo Quispe /Erick Jaramillo) |
| 4. Pruebas y resultados            | (Máximo Quispe /Erick Jaramillo) |

Conclusiones

Recomendaciones

Bibliografía

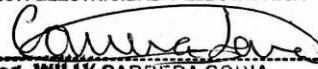
Anexos

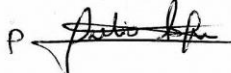
MÁXIMO 80 PÁGINAS

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
SECCIÓN ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA

  
-----  
Dr. Ing. BENJAMÍN CASTAÑEDA APHAN  
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
SECCIÓN ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA

  
-----  
Ing. WILLY CARRERA SORIA  
PROFESOR ASOCIADO







### **Dedicatoria**

A nuestros padres,  
por su fe en nosotros  
y su apoyo incondicional.

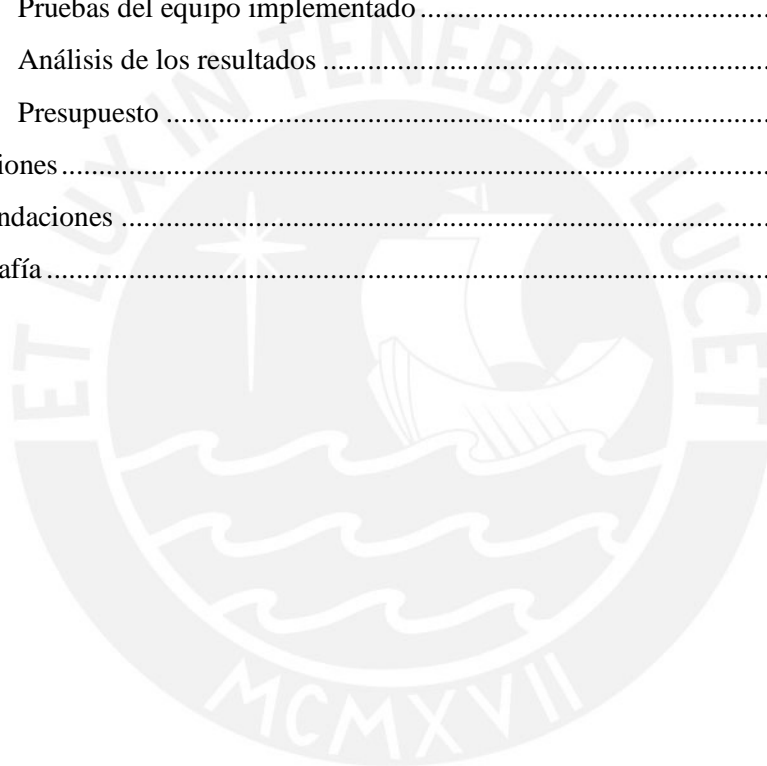
# Índice

---

Resumen .....	ii
Índice .....	vi
Índice de figuras .....	ix
Índice de tablas .....	x
Introducción .....	1
1. Leishmaniasis cutánea .....	2
1.1. Morfología .....	2
1.2. Fuente de infección y modo de transmisión: Ciclo biológico .....	2
1.3. Vector .....	3
1.4. Comportamiento histórico .....	3
1.5. Leishmaniasis cutánea .....	3
1.6. Inmunología .....	4
1.7. Diagnóstico .....	4
1.8. Tratamiento .....	5
1.9. Efectos adversos .....	6
1.10. Medidas de prevención y control .....	7
2. Terapia térmica .....	8
2.1. Presentación del asunto de estudio .....	8
2.2. Estudios biológicos de la terapia térmica contra la leishmaniasis .....	8
2.3. Tecnologías usadas en termoterapia contra leishmaniasis cutánea .....	9
2.3.1. Metodología actual en el Perú .....	9
2.3.2. Metodologías usadas en investigaciones del extranjero .....	11
2.3.2.1. Radiofrecuencia .....	11
2.3.2.2. Ultrasonido .....	13
2.3.2.3. Láser de CO <sub>2</sub> Fraccionado .....	15
2.3.2.4. Infrarrojo (IR) .....	16
2.3.2.5. Inyección intravenosa de pirógeno comercial .....	18
2.3.2.6. Vapor de agua .....	18
2.3.2.7. Aplicación de agua caliente. ....	18
2.4. Planteamiento base del equipo prototipo .....	19

3.	Diseño y desarrollo del dispositivo .....	20
3.1.	Objetivos .....	20
3.1.1.	Objetivo general .....	20
3.1.2.	Objetivos específicos .....	20
3.2.	Diagrama de bloques .....	20
3.2.1.	Etapas del sistema. ....	21
3.3.	Etapa de sensado .....	21
3.3.1.	Requerimientos del sensor .....	21
3.3.2.	Alternativas de solución .....	22
3.3.3.	Elección del sensor .....	23
3.4.	Etapa del actuador .....	24
3.4.1.	Requerimientos del actuador .....	24
3.4.2.	Alternativas de solución .....	24
3.4.3.	Elección del actuador .....	25
3.5.	Etapa de la interfaz de usuario .....	26
3.5.1.	Requerimientos de la interfaz de usuario .....	26
3.5.2.	Alternativas de solución de la Pantalla o visualizador .....	27
3.5.3.	Alternativas de solución de la entrada de datos .....	27
3.5.4.	Elección de la pantalla .....	28
3.5.5.	Elección de la entrada de datos .....	28
3.6.	Etapa de Control .....	28
3.6.1.	Requerimientos del controlador .....	28
3.6.2.	Alternativas de Solución .....	29
3.6.3.	Elección del controlador .....	30
3.6.4.	Diagrama Esquemático .....	30
3.7.	Etapa del excitador .....	31
3.7.1.	Requerimientos del excitador .....	31
3.7.2.	Alternativas de Solución .....	31
3.7.3.	Elección del excitador de potencia. ....	32
3.7.4.	Diagrama esquemático .....	33
3.8.	Etapa de Alimentación. ....	34
3.8.1.	Requerimientos .....	34
3.8.2.	Alternativas de Solución .....	35
3.8.3.	Elección .....	35
3.8.4.	Diagrama Esquemático .....	42
3.9.	Lógica de control .....	42

3.9.1.	Elección de la lógica de control.....	42
3.9.2.	Funcionamiento del programa de control .....	46
3.9.3.	Diagrama de flujo y esquema del sistema de control.....	47
3.10.	Lógica de la interfaz de usuario.....	48
4.	Simulaciones, pruebas y resultados .....	49
4.1.	Sensor.....	49
4.2.	Alimentación .....	51
4.3.	Excitador de potencia .....	53
4.4.	Chasis.....	56
4.5.	Interfaz de usuario.....	57
4.6.	Pruebas del equipo implementado.....	59
4.7.	Análisis de los resultados .....	61
4.8.	Presupuesto .....	63
	Conclusiones.....	64
	Recomendaciones .....	65
	Bibliografía.....	66





## Índice de figuras

- Figura 2.1. Compresa genérica del acetato de sodio
- Figura 2.2. MOBI 70119 y OEM RC008
- Figura 2.3. ThermoMed™ –Thermosurgery Technologies Inc
- Figura 2.4. FBRF03 Fonyxbeauty Equipment Co.
- Figura 2.5. Biolift 2Mhz-Electromedicina Morales
- Figura 2.6. Alfa 4- Electromedicina Morales
- Figura 2.7. Traner-Sueltia
- Figura 2.8. Fouser-Sueltia
- Figura 2.9. Kertran Ultrasonido 3 Megaciclos
- Figura 2.10. Sigma 3 Ultrasonido
- Figura 2.11. Sunny CO2 Surgical
- Figura 2.12. Xymed CO2 laser Beauty
- Figura 2.13. Sea Heart CO2 laser medical equipment
- Figura 2.14. Goldstar Medical Laser
- Figura 2.15. Lámpara IR ITECHMedica Lux
- Figura 3.1. Diagrama de bloques del sistema
- Figura 3.2. Información sobre las opciones XXX
- Figura 3.3. Sensor MLX90614DCI
- Figura 3.4. Foco INFRARED-E27-250W
- Figura 3.5. Pantalla LCD
- Figura 3.6. Diagrama esquemático del circuito de control
- Figura 3.7. Diagrama esquemático del excitador
- Figura 3.8. Tipos de rectificadores
- Figura 3.9. Relación del voltaje pico del secundario vs circuito del capacitor de entrada
- Figura 3.10. Relación de las corrientes del diodo en circuito del capacitor de entrada.
- Figura 3.11. Relación del voltaje de rizado para el circuito del capacitor de entrada
- Figura 3.12. Procedimiento del cálculo de los parámetros de diseño
- Figura 3.13. Diagrama esquemático de la etapa de alimentación (5V)
- Figura 3.14. Modelo termodinámico aproximado del sistema
- Figura 3.15. Distribución de tiempos en el control del sistema
- Figura 3.16. Distribución de tiempos del sistema de control elegido
- Figura 3.17. Diagrama de flujo del sistema de control.
- Figura 4.1. Simulación de comunicación TWI con el sensor de temperatura
- Figura 4.2. Comunicación TWI con el sensor de temperatura
- Figura 4.3. Sensor MLX90614-DCI y sensor FLUKE 80T-IR

- Figura 4.4. Tarjeta de alimentación DC con transformador de 220 V a 9-0-9 V
- Figura 4.5. Prueba de voltaje 5VDC a la salida del regulador LM7805
- Figura 4.6. Prueba de voltaje 3VDC a la salida del regulador LM1117
- Figura 4.7. Simulación del excitador de potencia a una entrada de bajo nivel.
- Figura 4.8. Simulación del excitador de potencia a una entrada de alto nivel
- Figura 4.9. Pruebas de voltaje de entrada del excitador de potencia.
- Figura 4.10. Lámpara apagada a una entrada de bajo nivel al excitador de potencia.
- Figura 4.11. Lámpara apagada a una entrada de bajo nivel al excitador de potencia.
- Figura 4.12. Esquema del chasis y descripción.
- Figura 4.13. Chasis implementado del equipo. Izquierda: módulo de mando. Derecha: lámpara infrarroja y sensor de temperatura en un parante articulable.
- Figura 4.14. Pruebas de mensajes mostrados en la pantalla LCD al usuario
- Figura 4.15. Pruebas de mensajes mostrados en la pantalla LCD al usuario
- Figura 4.16. Ensayo 1, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)
- Figura 4.17. Ensayo 2, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)
- Figura 4.18. Ensayo 3, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)
- Figura 4.19. Ensayo 4, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)
- Figura 4.20. Ensayo 5, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)

## Índice de tablas

- Tabla 3.1. Análisis comparativo de de sensores
- Tabla 3.2. Análisis comparativo de de la pantalla
- Tabla 3.3. Análisis comparativo de de los tipos de entrada
- Tabla 3.4. Análisis comparativo de microcontroladores
- Tabla 3.5. Voltajes y corrientes del microcontrolador
- Tabla 3.6. Análisis comparativo de optocopladores
- Tabla 3.7. Análisis comparativo de triacs
- Tabla 3.8. Análisis de consumo de potencia de cada etapa
- Tabla 4.1. Comparación de mediciones entre sensores MLX90614-DCI y FLUKE 80T-IR
- Tabla 4.2. Análisis de temperatura de los ensayos de funcionamiento.

# Introducción

---

La leishmaniasis cutánea es una enfermedad parasitaria que afecta 12 millones de personas en el mundo y en el Perú es la segunda endemia de tipo tropical y la tercera causa de morbilidad por enfermedades transmisibles. Actualmente carece de una vacuna, y el tratamiento más difundido consiste en una serie de inyecciones, pero los efectos secundarios además de la prolongada duración, costo y disponibilidad de las inyecciones, desmotivan a los pacientes a completar el tratamiento, por lo que en muchos casos la enfermedad se expande, constituyendo una fuente continua de contagio con complicaciones que pueden llegar a ser fatales.

Como tratamiento alternativo, la terapia térmica o termoterapia muestra obtener resultados muy similares al tratamiento convencional de inyecciones contra la Leishmaniasis cutánea, pero sin los efectos colaterales que el segundo provoca.

Sin embargo, las metodologías de estos ensayos carecen de un control continuo de la temperatura de las lesiones durante un tiempo de sesión deseado, o, como en Perú, no se cuenta con los recursos para acceder a un equipo que realice estas funciones, dificultando además un adecuado seguimiento de resultados así como un establecimiento metódico y fiable de protocolos de aplicación.

En el siguiente trabajo de tesis se plantea una alternativa de diseño de un equipo de terapia térmica cutánea que ofrezca una aplicación programable y controlada, y que además sea eficiente, de costo reducido y de fácil manejo para el profesional de salud correspondiente.

# 1. Leishmaniasis cutánea

---

En este primer capítulo se definirá lo concerniente a la leishmaniasis cutánea, para tal fin se basó en los autores: Dra. Sonia Ampuero [1], Dr. Leonardo Sánchez y otros [2], Susana Urrutia [3], Eliana Sáenz y Miguel Chávez [4], y finalmente un documento de la Organización Mundial de la Salud [30].

Las leishmaniasis son enfermedades producidas por protozoarios que pertenecen al género *Leishmania*, esta enfermedad se transmite por la picadura de un insecto díptero hematófago, el cual puede infectar a animales incluyendo al hombre. Existen en todo el mundo cerca de 30 especies del género *Leishmania* que infectan a los animales, de las cuales 21 pueden infectar al hombre

Existen tres formas de la enfermedad: cutánea, mucocutánea y visceral.

La leishmaniasis cutánea se caracteriza por tener lesiones de tipo ulcerosas, redondeadas e indoloras, sin embargo cuando existen infecciones bacterianas agregadas pueden tornarse dolorosas.

Aproximadamente afecta a 12 millones de personas en el mundo y en el Perú es la segunda endemia de tipo tropical y la tercera causa de morbilidad por enfermedades transmisibles.

Esta enfermedad es un grave problema de salud pública, ya que tiene efectos negativos en el nivel psicológico, socio-cultural y económico.

Por estas razones, esta patología constituye una problemática de interés nacional.

## 1.1. Morfología

Los parásitos del género *Leishmania* se presentan bajo dos formas evolutivas: amastigotas en los tejidos de los hospedadores vertebrados y promastigotes en el intestino del insecto transmisor.

## 1.2. Fuente de infección y modo de transmisión: Ciclo biológico

Todas las especies de leishmaniasis poseen un ciclo de vida similar. Cuando una hembra de flebotómíneo ingurgita la sangre de un animal parasitado, ingiere macrófagos con amastigotes. Estos se liberan para multiplicarse en el tubo digestivo, adquiriendo la forma de

promastigotes infectivos. Ante una nueva ingesta, el flebótomo inyecta saliva para vasodilatar y con ella pasan los promastigotes a un animal y penetran en los macrófagos, aquí la multiplicación de la *Leishmania* ocurre por división simple, los amastigotes son liberados e infectan a otros fagocitos.

### 1.3. Vector

La leishmaniasis es transmitida por especies de *Phlebotomus* en Europa, Asia y África, y por especies de *Lutzomyia* en América; su habitat se encuentra de preferencia en lugares húmedos, oscuros y donde hay bastante vegetación. La *Lutzomyia* es un pequeño mosquito de 1.5 -2 mm de tamaño, su aspecto es muy característico, tiene alas erectas en forma de V. La picadura del vector es muy dolorosa, dejando una mancha roja y circular. El flebotomíneo hembra ingiere macrófagos infectados con amastigotes, estos se transformarán en promastigotes multiplicándose en el intestino del vector.

Las mismas especies de flebotomíneos que atacan al hombre también pueden atacar al perro; en cambio, otras especies de vectores solo tienen preferencia por animales silvestres.

### 1.4. Comportamiento histórico

En el Perú, la leishmaniasis ha tenido un comportamiento en ascendencia, así pues la tasa de morbilidad se ha ido incrementando, aunque cabe resaltar que en el caso de la leishmaniasis cutánea existía probablemente un registro de los casos.

### 1.5. Leishmaniasis cutánea

Este tipo de leishmaniasis se caracteriza por presentar lesiones tipo ulcerosas. Las primeras manifestaciones son pequeñas lesiones del tamaño de la cabeza de un alfiler, a los pocos días adquiere un carácter papuloso, después de varios días esta lesión se ulcera y posteriormente se hará costra. Debajo de la costra la lesión se extenderá en superficie y profundidad. La úlcera es generalmente redondeada e indolora; sin embargo cuando se presentan infecciones bacterianas, esta úlcera puede tornarse dolorosa y purulenta.

La piel alrededor de la lesión no presenta alteraciones; empero cuando existen casos de larga duración, la piel alrededor de la úlcera se torna indurada y de color violáceo.

En los primeros meses, la úlcera tiende a crecer hasta un tamaño máximo, llegando incluso a medir hasta 20 cm.



## 1.6. Inmunología

Una vez inoculados dentro de la piel, los promastigotes para escapar de la respuesta inmune penetran en los macrófagos. Una vez fijados en los macrófagos son englobados en una vacuola parasitófora, que unidos a lisosomas que contiene enzimas pueden matar la *Leishmania*; sin embargo estas se transforman en amastigotes que resisten la agresión y se multiplican dentro de las vacuolas hasta que los macrófagos ya no la pueden contener mas y mueren, liberando amastigotes que van a infectar a otras células.

## 1.7. Diagnóstico

Para realizar el diagnóstico, se debe considerar primero los antecedentes epidemiológicos, se debe conocer el lugar de donde proviene el paciente incluso las visitas que hizo a áreas endémicas, o antecedentes ocupacionales. Después de considerar los antecedentes el diagnóstico es clínico, finalmente para confirmar si se trata de leishmaniasis cutánea se procederá al diagnóstico de laboratorio, que se agrupan en métodos directos (parasitológicos) e indirectos (inmunológicos).

El diagnóstico definitivo requeriría la demostración del parásito (frotis, cultivo, histopatología); sin embargo este diagnóstico no es tan fácil de establecer, por este motivo se utilizan métodos indirectos que se basan en el desarrollo de anticuerpos específicos desarrollados por la enfermedad (intradermorreacción de Montenegro, método de ELISA y la inmunofluorescencia indirecta).

Los principales métodos de diagnóstico de leishmaniasis cutánea son:

- frotis de la lesión

Es el examen más utilizado actualmente en el Perú, la muestra para el frotis se puede obtener utilizando un bisturí previamente esterilizado; a partir de la muestra de biopsia se realiza varias compresiones sobre la superficie de una lámina.

El inconveniente de este método es que su efectividad depende de la destreza de la persona que realiza la lectura de la lámina.

- Intradermorreacción de Montenegro

Es un método indirecto, consiste en la aplicación de un antígeno extracto soluble preparado a partir de promastigotes procedentes de cultivo.

La prueba aparece positiva cuando:

- Uno a tres meses después de haber adquirido la infección.
- Puede permanecer indefinidamente positiva incluso después de haber curado las lesiones.

La prueba aparece negativa cuando:

- Antes de los 3 a 4 meses de iniciada la lesión cutánea
- En la leishmaniasis cutánea difusa
- En la leishmaniasis visceral
- Inmunofluorescencia indirecta (IFI) y/o test enzimáticos (ELISA)

Estas pruebas son muy útiles en caso de lesiones múltiples y al inicio de lesiones mucosas. Estas pruebas detectan anticuerpos producidos contra la *Leishmania* en el suero del paciente.

Después del tratamiento y la cura clínica los títulos caen o desaparecen, sirviendo esta prueba como un criterio de cura, así también como seguimiento para los pacientes.

- Cultivo de *Leishmania*

Se obtiene material por medio de biopsia por punción aspirativa y es inoculado al medio de cultivo, en donde el parásito crece relativamente bien, siendo mantenidos y examinados por cuatro semanas.

## 1.8. Tratamiento

En el Perú se manejan básicamente dos líneas de tratamiento para la leishmaniasis cutánea, las cuales son antimoniales pentavalentes y anfotericina.

- Antimoniales pentavalentes:
  - Antimoniato de N-metil-glucamina
  - Estibogluconato de sodio

Dosis: 20 mg Sb<sup>V</sup>/ Kg de peso/ día

Tiempo: 10 días administrado por vía intramuscular o endovenosa. Aplicar diariamente en una sola dosis.

La dosis máxima de antimoniales pentavalentes no debe exceder de tres ampollas (1275 miligramos) por día. El uso de la vía intramuscular puede causar mucho dolor en el paciente por lo que es preferible usarla sólo cuando hay dificultad de utilizar la vía endovenosa.

La vía intralesional también puede ser utilizada; sin embargo, algunos pacientes refieren mucho dolor.

- Anfotericina B

Se emplea como droga de segunda línea en el tratamiento de la leishmaniasis resistente a los antimoniales. La anfotericina B se presenta en frascos de 50 mg. Se comienza con 0,5 mg/kg/día y se aumenta gradualmente hasta 1 mg/kg/día en días alternos, sin sobrepasar la dosis de 50 mg por día. Se debe administrar hasta la cura clínica, lo que debe ocurrir cuando se llega a la dosis de 1 a 1,5 g en la forma cutánea. La anfotericina B se administra por vía intravenosa diluida en 500 mL de dextrosa al 5%. El paciente debe estar en monitoreo clínico estricto, acompañado de pruebas de laboratorio que permitan evaluar la función renal, hepática, hematológica y cardíaca. Se excreta por vía renal.

### 1.9. Efectos adversos

Efectos adversos en las drogas anti-leishmaniásicas dependen de la toxicidad de la droga, de la dosis y el tiempo de administración.

A continuación se mencionaran algunas drogas anti-leishmaniásicas y sus efectos adversos.

- Antimoniato de N-metilglucamina – antimoniato de meglumina.

El antimonial es una droga muy inestable pudiendo cambiar de  $Sb^V$  a  $Sb^{III}$  en ampollas de un mismo lote, componente más tóxico para el organismo. Se pueden presentar los siguientes efectos colaterales: artralgias, mialgias, náuseas, vómitos, dolor abdominal, entre otros. La cardiotoxicidad es bien conocida, especialmente asociada a altas dosis y tiempos prolongados de tratamiento. La muerte súbita también ha sido reportada en asociación con el uso de la meglumina por lo cual se recomienda un seguimiento electrocardiográfico.

La nefrotoxicidad puede presentarse raramente y podría haber un defecto en la concentración urinaria debido al efecto antagonista que presenta con las hormonas de la neurohipófisis.

Así también casi todos los pacientes, quienes han recibido dosis estándar de antimoniales, desarrollan pancreatitis. La pancreatitis tóxica es particularmente frecuente dentro de los primeros días de tratamiento.

- Estibogluconato de Sodio – Pentostan

Los efectos adversos observados son similares a los encontrados en los pacientes que se hallan en tratamiento con Glucantime; sin embargo existen estudios en los que muestran efectos adversos con mayor frecuencia e intensidad. Se han reportado anomalías electrocardiográficas hasta en el 54% de los pacientes tratados con estibogluconato de sodio.

- Anfotericina B

Los efectos secundarios son variados, principalmente a nivel renal, anemia y convulsiones. Se presentan frecuentemente fiebre, anorexia, náuseas, vómitos y flebitis. La anfotericina B produce una hipopotasemia importante que puede agravar y contribuir al desarrollo de insuficiencia cardíaca.

Además de lo mencionado anteriormente el costo de este tratamiento convencional es de US\$30 - US\$150 por ciclo y considerando que gran parte de la población afectada es de bajos recursos económicos, desmotivan a no pocos pacientes a utilizar o completar este tratamiento, por lo que la enfermedad se vuelve resistente a la medicación, causando desfiguración, expandiéndose a zonas mucosas (leishmaniasis mucocutánea)

Resumiendo, la terapia clásica presenta tres dificultades: 1. Alto costo. 2. Elevada toxicidad. 3. Grandes diferencias en la respuesta individual, dependiendo de la especie de parásito involucrada y sobre todo del estado inmunológico del hospedador.

### **1.10. Medidas de prevención y control**

El programa de control debe ser integral, comprometiendo a las instituciones que están ligadas a este tema. Para este fin se deben tomar acciones de control directas como diagnóstico precoz y tratamiento adecuado de los casos, reforzamiento de la atención, aplicación de insecticidas para el control de vectores, así también se deben tomar medidas de protección individual como el uso de mallas en las puertas y ventanas de las viviendas, repelentes corporales y uso de ropa de manga larga.

## 2. Terapia térmica

---

### 2.1. Presentación del asunto de estudio

El tratamiento convencional de la leishmaniasis presenta diversos problemas, ya mencionados en el capítulo anterior, por ello se hace necesario el estudio de opciones terapéuticas de mayor practicidad en aplicación en las áreas endémicas, donde generalmente los pacientes son de bajos recursos económicos y las instituciones que prestan servicios de salud tampoco cuentan con un gran presupuesto para adquirir equipos médicos costosos.

Como tratamiento alternativo y con cada vez mayor documentación científica que lo respalda, la terapia térmica o termoterapia muestra obtener resultados muy similares al tratamiento convencional de inyecciones contra la leishmaniasis cutánea, pero sin los efectos colaterales que el segundo provoca. Este tratamiento también está siendo investigado y aplicado en el Perú por el Instituto de Medicina Tropical “Alexander von Humboldt” de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, pero su metodología actual basada en compresas calientes y un termómetro infrarrojo, les dificulta el control del calor aplicado y la constancia de la temperatura de la piel en el transcurso de la aplicación, lo cual dificulta también una adecuada documentación del proceso como un método sistemático para un seguimiento de resultados más precisos y diferenciados según distintos parámetros elegidos de cada aplicación, como principales, la temperatura de aplicación y el tiempo de sesión [12].

Para poder obtener una adecuada aplicación y seguimiento de resultados de la termoterapia como tratamiento de la leishmaniasis cutánea se requiere así un sistema integrado de elevación controlada de temperatura de la piel, suficiente para causar la eventual eliminación de los parásitos pero no tan elevada como para causar daños al tejido sano, y un tiempo de sesión en que los parámetros anteriores se mantengan dentro de los valores deseados y programables por el usuario especialista

### 2.2. Estudios biológicos de la terapia térmica contra la leishmaniasis

Estudios biológicos demuestran que el parásito de *Leishmania* es susceptible al calor, y por ello podría aplicarse una terapia de calor como tratamiento para la leishmaniasis cutánea, ya que probablemente sería el tratamiento más barato y sin efectos secundarios dañinos.



El fundamento de este tratamiento radica en elevar la temperatura de la zona infectada a un valor mayor a 45°C, temperatura comprobada de muerte térmica casi instantánea para toda *Leishmania spp.*, en ambas formas, amastigotes y promastigotes, en cultivos *in vitro* [5].

Diversas investigaciones sobre la termoterapia en pacientes infectados con leishmaniasis cutánea se han llevado a cabo usando diferentes técnicas de termogeneración, tales como radiofrecuencia [6][7][19], ultrasonido [13], láser [14], energía infrarroja [15]. Los resultados de estos estudios respaldan a la terapia térmica como alternativa comparable en eficacia contra la leishmaniasis cutánea como lo son los tratamientos de primera línea ya mencionados en el capítulo anterior.

Se procede así a analizar las tecnologías aplicadas en estudios exitosos de este tema.

### **2.3. Tecnologías usadas en termoterapia contra leishmaniasis cutánea**

Se mostrarán las tecnologías/técnicas usadas en las investigaciones de termoterapia aplicada a leishmaniasis cutánea hasta la fecha con un enfoque desde los parámetros importantes para la aplicación del proceso: la generación del calor, y el control de la temperatura de la piel.

Cabe destacar que en casi la totalidad de las publicaciones médicas de estas investigaciones no indican explícitamente las características tecnológicas de los instrumentos usados o el nombre del equipo, solamente expresan los parámetros alcanzados médicamente relevantes en la metodología de la termoterapia. Por lo que solamente se considerará la información sobre la tecnología obtenida de estas publicaciones e información general sobre esta.

#### **2.3.1. Metodología actual en el Perú**

El Instituto de Medicina Tropical “Alexander von Humboldt” de la Universidad Peruana Cayetano Heredia está llevando a cabo investigaciones de los efectos de la termoterapia aplicada a leishmaniasis cutánea.

Su metodología consiste en usar compresas de acetato de sodio (Figura 2.1), conocidas como compresas calientes, como fuente de calor, con la cual elevan la temperatura de la zona infectada por contacto directo con esta. La compresa es activada doblando una placa de metal interna para provocar una reacción exotérmica de nucleación del acetato de sodio, generándose una cristalización del material con una liberación de calor latente de cambio de fase hasta que se cristalice en su totalidad, lo cual en una compresa de tamaño comercial eleva la temperatura de ésta en unos 35°C más que su temperatura inicial. En los

experimentos hechos por el grupo de investigación mencionado, la compresa alcanzaba una temperatura final alrededor de los 55°C, temperatura suficiente para causar eritema, ampollas y quemaduras de primer grado en la piel, por lo que se debía esperar a que la temperatura de la compresa descienda bajo los 50°C o un valor tolerable para el paciente. [16]

Para esto el usuario especialista mide constantemente la temperatura de la compresa mediante un termómetro médico infrarrojo, como los de la figura 2.2, por poder medir la temperatura inmediata sin interponerse entre la fuente de calor y la zona infectada, a diferencia de los termómetros de contacto. Al momento en que la compresa baja de los 42°C dan por terminado el tratamiento por considerar que ya no es útil para sus investigaciones del tratamiento. [12]

Rango de Precios de los instrumentos:

- Compresa de acetato de sodio: US\$ 5



Figura 2.1. Compresa genérica de acetato de sodio

- Termómetros médicos de infrarrojo:
  - MOBI 70119 – US\$ 450 (Fuente: [www.mercadolibre.com](http://www.mercadolibre.com))
  - OEM RC008 – US\$ 500 (Fuente: [www.alibaba.com](http://www.alibaba.com))



Figura 2.2. Izquierda: MOBI 70119 – Derecha: OEM RC008

## 2.3.2. Metodologías usadas en investigaciones del extranjero

### 2.3.2.1. Radiofrecuencia

Principio de funcionamiento: los equipos de Termoterapia por radiofrecuencia generan una circulación de corriente por los tejidos con frecuencias generalmente de orden MF (0.3MHz-3MHz) y HF (3MHz-30MHz). Esta corriente es aplicada al cuerpo mediante electrodos superficiales, y puede ser una corriente monopolar o bipolar, de efecto TEC (transferencia eléctrica capacitiva) y/o TER (transferencia eléctrica resistiva). Se usa corriente alterna de radiofrecuencia dado que a estas frecuencias no se afecta de algún modo al sistema nervioso, por lo que no existe peligros de fibrilación ni contracción muscular, solamente existe un efecto térmico en los tejidos, provocado por la vibración y fricción molecular a causa del campo eléctrico variante entre los electrodos, que según su posición puede causar un efecto térmico profundo o superficial. [17][18]

Equipo básico: Estos equipos requieren principalmente de electrodos entre los cuales se genere el campo de radiofrecuencia; dependiendo del tipo de tratamiento y de la geometría de los electrodos puede usarse un gel conductor entre el electrodo y la piel.

Precauciones: la mayoría de estos equipos solamente regulan la intensidad de la corriente o potencia aplicada, y no tienen un sistema de medición de temperatura de la zona tratada, por lo que el usuario especialista debe poseer el conocimiento suficiente para no causar quemaduras en el tejido o aplicación de calor excesivo a órganos sensibles; también debe tener cuidado al cambiar la frecuencia de la corriente a niveles que sí poseen efectos de contracción muscular, usado generalmente para tonificación muscular en deportistas.

#### **ThermoMed™ de Thermosurgery Technologies Inc.**

Actualmente es el único equipo médico aprobado por la FDA para el tratamiento por termoterapia de leishmaniasis cutánea [19]. Puede verse el equipo en la figura 2.3.

Recientes ensayos se han realizado con el Thermomed 1.8 de Thermosurgery Technologies, este es un dispositivo portátil que proporciona control preciso de corriente localizada por radiofrecuencia para destruir selectivamente el tejido enfermo [8][9]. Algunos estudios que se han realizado con este dispositivo son Sadeghian 2007, Lobo 2006, Aronson 2005[7], Reithinger 2005[6], Navin 1990 [9].

En el estudio que fue realizado por la Dra. Aronson en militares estadounidenses que fueron contagiados en Irak, se comparó una sola sesión de termoterapia a 50° C por 30 segundos

versus 10 días de 20 mg/kg/día de estibogluconato sódico por vía intravenosa (SSG), concluyendo menos toxicidad sistémica y una buena eficacia de la termoterapia en comparación con 10 días de terapia intravenosa SSG. Cabe resaltar también, que se reportaron resultados adversos asociados con este tipo de tratamiento, los cuales fueron ampollas e infecciones bacterianas secundarias, que fueron tratadas con éxito con antibióticos.

Otro estudio sería el realizado en Kabul, Afganistán, el cual comparó la eficacia de la termoterapia con el tratamiento de sodio estibogluconato, los resultados demostraron que la termoterapia es un tratamiento efectivo, relativamente más tolerado, y con una nula incidencia de abandono del tratamiento por los pacientes a diferencia del tratamiento control.

Hay dos ventajas principales de la termoterapia, en comparación del tratamiento con antimonio: (1) las tasas de cumplimiento del paciente han mejorado debido a la falta de efectos adversos potencialmente graves del tratamiento, y (2) la pauta de administración más corto también aumenta la tasa de rotación del paciente [6].

El precio de venta del dispositivo de este estudio es US\$ 23,450. [6]



Figura 2.3. ThermoMed™ - ThermoSurgery Technologies Inc.

Rango de precios de otros equipos de radiofrecuencia (figuras 2.4, 2.5, 2.6, 2.7):

- Xuyun, Xymed Trading – US\$ 5,000 (Fuente: [www.alibaba.com](http://www.alibaba.com))
- FonyxBeauty Equipment Co. – US\$ 5,000 (Fuente: [www.alibaba.com](http://www.alibaba.com))
- Biolift, Electromedicina Morales – US\$ 3,200 (Fuente: [www.mercadolibre.com](http://www.mercadolibre.com))
- Alta 4, Electromedicina Morales – US\$ 1,900 (Fuente: [www.mercadolibre.com](http://www.mercadolibre.com))
- MegaTherm, Western Instrument Co. - US\$ 2,400 ([www.colorado-serum.com](http://www.colorado-serum.com))
- Traner – Sveltia – US\$ 1,800 (Fuente: [www.dermoesteticaamericas.com](http://www.dermoesteticaamericas.com))

Parámetros de control usuales de estos equipos:

- Variable de control/salida: nivel de potencia/energía ( $W/cm^2$ ;  $J/cm^2$ )
- Tipo de control de la variable de salida: Selección manual



Figura 2.4. Fonyxbeauty Equipment Co.



Figura 2.5. Biolift Electromedicina Morales



Figura 2.6. Alta 4 - Electromedicina Morales



Figura 2.7. Traner - Sveltia

### 2.3.2.2. Ultrasonido ([13])

Principio de funcionamiento: Los equipos de Termoterapia con ultrasonido se basan en crear vibraciones ultrasónicas entre 0.5 y 3 MHz (rango normalmente usado en aplicaciones terapéuticas) mediante un material piezoeléctrico, el cual vibra (al cambiar de forma) cuando es expuesto a una corriente eléctrica alterna. Estas vibraciones provocan la compresión y expansión de los tejidos mientras absorben la energía de la onda ultrasónica, disipándose esta vibración del tejido en energía térmica. Suelen aplicarse intensidades continuas entre 0.5 y 2  $W/cm^2$ . Su efecto térmico sobre el cuerpo suele ser profundo, llegando a actuar varios centímetros bajo la piel, incluso hasta el tejido óseo. [20]



Equipo básico: Estos equipos requieren de un cabezal piezoeléctrico que genera las ondas ultrasónicas al aplicarle corriente eléctrica; un gel adecuado como medio de transporte del ultrasonido entre el cabezal piezoeléctrico y el cuerpo del paciente; un equipo electrónico que genere y controle la intensidad de la energía de la onda ultrasónica. [20]

Precauciones: Al no poseer un control sobre la temperatura alcanzada en los tejidos, debe ser usado por un especialista, y evitarse su uso sobre los ojos, corazón, útero gestante, placas epifisiarias, tejido cerebral. [20]

Parámetros de control usuales de estos equipos:

- Variable de control/salida: nivel de potencia ( $W/cm^2$ ).
- Tipo de control de la variable de salida: selección manual.

Rango de precios de algunos equipos (figuras 2.8, 2.9, 2.10):

- Fouser – Sveltia - US\$1,200 (Fuente: [www.dermoesteticaamericas.com](http://www.dermoesteticaamericas.com))
- Kertran – Ultrasonido 3 MHz – US\$ 1,250 (Fuente: [www.mercadolibre.com](http://www.mercadolibre.com))
- Sigma 3 – Ultrasonido 3 MHz – US\$ 1,700 (Fuente: [www.mercadolibre.com](http://www.mercadolibre.com))



Figura 2.8. Fouser - Sveltia



Figura 2.9. Kertran Ultrasonido 3 MHz



Figura 2.10. Sigma 3 Ultrasonido

### 2.3.2.3. Láser de CO<sub>2</sub> Fraccionado ([14])

Principio de funcionamiento: En el campo de la medicina estética y Termoterapia por láser se usan ampliamente equipos de láser de dióxido de carbono, cuyo haz de luz coherente tiene una longitud de onda entre 9.4 y 10.6  $\mu\text{m}$  (infrarrojo medio). En modo continuo tiene suficiente potencia para causar abrasión y quemaduras de hasta tercer grado en la piel, por lo que para uso en medicina solamente se usa en modo de pulsos o de barrido de área. Se requiere ser un especialista en el uso de estos equipos para evitar causar daños al paciente por un uso inadecuado del láser. [22]

Equipo básico: Estos equipos requieren un cabezal donde se encuentre el láser, que pueda desviar el haz del láser para poder crear los patrones de barrido sobre la piel del paciente, por lo que requiere un control electrónico de este mecanismo, de los patrones, y de la intensidad del haz del láser.

Precauciones: Se debe tener extremo cuidado que el haz del láser no incida a los ojos, pues es muy perjudicial para la retina, incluso si la incidencia no es directa, sino por reflexión en superficies metálicas, por lo que se debe usar gafas protectoras adecuadas para este tipo de láser. El láser además requiere de altos valores de voltaje (entre 5 kV a 15 kV) [21], por lo que se requiere un adecuado y constante mantenimiento del equipo por personal técnico para evitar descargas eléctricas de alto voltaje en caso de fallas.

Parámetros de control usuales de estos equipos:

- Variable de control/salida: nivel de potencia/energía ( $\text{W}/\text{cm}^2$  ;  $\text{J}/\text{cm}^2$ )
- Tipo de control de la variable de salida: selección de distintos patrones de barrido y pulsaciones configuradas electrónicamente desde fábrica en un microprocesador que efectúa el proceso.

Rango de precios de algunos equipos (figuras 2.11, 2.12, 2.13, 2.14):

- Sunny CO<sub>2</sub> Surgical System - US\$10,000 (Fuente: [www.alibaba.com](http://www.alibaba.com))
- Xymed Trading - US\$3,000 (Fuente: [www.alibaba.com](http://www.alibaba.com))
- Sea Heart CO<sub>2</sub> Laser Medical Equipment - US\$7000 (Fuente: [www.alibaba.com](http://www.alibaba.com))
- Goldstar Medical Laser – US\$ 24,400 (Fuente: [www.mercadolibre.com](http://www.mercadolibre.com))

Figura 2.11. Sunny CO<sub>2</sub> Surgical SystemFigura 2.12. Xymed CO<sub>2</sub> LaserFigura 2.13. Sea Heart CO<sub>2</sub> Laser

Figura 2.14. Goldstar Medical Laser

#### 2.3.2.4. Infrarrojo (IR) [15] [5]

Principio de funcionamiento: Los equipos de fisioterapia de calor infrarrojo (IR) se basan en aplicar energía a distancia por radiación de longitud de onda de los infrarrojos (760nm a 15um), radiación cuyo efecto es netamente térmico. Terapéuticamente provocan un calor seco, penetrando entre 2 a 10 mm. [23] [24]

Equipo básico: Estos equipos generalmente son lámparas incandescentes especiales con pedestal. Estas lámparas están diseñadas especialmente con un recubrimiento reflectante interno y geometría adecuada para parcialmente redirigir de manera frontal la energía infrarroja emitida por el filamento incandescente. Existen equipos de “luz infrarroja” que usan arreglos de LED’s infrarrojos, pero no son usualmente usados para termoterapia pues no emiten la potencia suficiente para causar efectos térmicos significantes. [24]

Precauciones: Dependiendo de la potencia de la bombilla infrarroja (normalmente entre 175W y 250W), el usuario especialista debe tener cuidado de no colocar la lámpara muy cerca del paciente pues puede causarle eritemas y hasta quemaduras en la piel. Para evitarlo normalmente basta con preguntar constantemente al paciente si siente molestias o si no tolera el calor, con lo cual el terapeuta variará la potencia de aplicación, ya sea usando la perilla de intensidad de la lámpara, o alejando la lámpara si se careciera del variador de potencia. [24]

Parámetros de control usuales de estos equipos (figuras 2.15, 2.16):

- Variable de control/salida: nivel de potencia
- Tipo de control de la variable de salida: manual, según la sensación y tolerancia al calor del mismo paciente: Mediante la perilla de regulador de potencia (dimmer). Si la lámpara no cuenta con un dimmer, el control de potencia se hace alejando o acercando la lámpara al paciente.

Rango de precios de algunos equipos:

- ITECH, regulable, temporizado 250W - \$240 ([www.ventakinesiotapekindmax.com](http://www.ventakinesiotapekindmax.com))
- Lámpara IR, regulable 250W – US\$ 202 (Fuente: [www.jubell.es](http://www.jubell.es))
- Lámpara IR Médico Luxe 250W – US\$ 320 (Fuente: [www.jubell.es](http://www.jubell.es))



Figura 2.15. Lámpara IR ITECH



Figura 2.16. Lámpara IR Médico Luxe

Así también se han documentado otros métodos recopilados por Missoni y Masala [5], menos convencionales, sin un control real sobre los parámetros de temperatura, sino como ensayos experimentales, los cuales se nombran a continuación:

### 2.3.2.5. Inyección intravenosa de pirógeno comercial

En 1950 Da Silveira y Brener reportaron resultados eficaces en el tratamiento de la leishmaniasis cutánea con inyección intravenosa de pirógeno comercial. La temperatura corporal alcanzó los 40<sup>0</sup>C, y permaneció en este nivel aproximadamente de 3-5 horas, se aplicó 5-6 inyecciones a intervalos de tres días, la cura fue observada después de 20 días [5]. Sin embargo elevar la temperatura de todo el cuerpo a un nivel tan elevado puede causar un malestar y peligro como en una fiebre muy alta.

### 2.3.2.6. Vapor de agua

Biagi en 1967 sugirió el uso de vapor (aplicaciones de 30 minutos a intervalos de tres días por 20 días), aunque sin referirse a ningún ensayo en específico [5].

### 2.3.2.7. Aplicación de agua caliente.

Se usó agua caliente, 10 minutos dos veces al día “la máxima temperatura tolerable” por sesenta días, el resultado fue reportado como bueno, conduciendo a la curación según este estudio [5].

## Conclusiones preliminares

Como se puede deducir, de lo mencionado, existen diversos estudios y ensayos sobre la termoterapia, los cuales se habían realizado con diferentes criterios, como por ejemplo diferentes formas de aplicar calor como radiofrecuencia, ultrasonido, infrarrojos, etc. o han tomado diferentes especies de *Leishmanias*. La variabilidad de los protocolos de estudio hacen que sea difícil sacar conclusiones estrictas sobre la mayor o menor eficacia de las distintas termoterapias, sin embargo pueden rescatarse características generales con las cuales se planteará nuestro propio diseño:

- evitar preferentemente el contacto directo con úlceras tratadas para evitar añadir infecciones bacterianas.
- sea programable en los dos parámetros importantes para las investigaciones: temperatura constante de aplicación y tiempo de aplicación; y además que pueda medir y mostrar estos parámetros en tiempo real para su correcta documentación.
- que sea fácil de usar e interactuar para un investigador especialista en la salud.
- que sea implementado con tecnología de fácil acceso y reemplazo y así además asegurar un bajo costo de adquisición para las zonas endémicas de esta enfermedad.



## 2.4. Planteamiento base del equipo prototipo

En este documento se plantea realizar un dispositivo que mejore las prestaciones de los equipos ya existentes, en este sentido este dispositivo deberá evitar el contacto con la piel del paciente para evitar futuras infecciones bacterianas o de otra índole, además deberá tener una interfaz amigable, con el fin de facilitar la labor de quienes utilicen este dispositivo, también deberá ser barato en comparación con los demás equipos de termoterapia, en particular con el de Thermosurgery Technologies que es el único aprobado para el tratamiento de leishmaniasis cutánea. En base a las especificaciones mencionadas se desarrollaran las siguientes etapas de este dispositivo:

El equipo deberá contar con un sensor de temperatura para poder monitorear a todo momento la temperatura de la zona de la piel sobre la que se aplicará la termoterapia, este sensor no debe interponerse con la aplicación del calor a la zona de la piel a tratar (sin contacto).

Conocido el valor de la temperatura de la zona de la piel de interés, el controlador interno del equipo deberá, con este valor y mediante un algoritmo, obtener un valor de control adecuado a fin de alcanzar en la piel el valor de temperatura que se desea para el tratamiento.

El controlador así enviará este valor de control como una señal hacia un actuador, que traduzca esta señal recibida en generar un aumento o disminución del calor incidente sobre la piel para alcanzar el valor de temperatura deseado.

Deberán alcanzarse temperaturas de aplicación suficientemente altas para causar la muerte térmica de la *Leishmania*. Basándose en el funcionamiento del equipo Thermosurgery Technologies por estar certificado para este tratamiento, se establecerá un rango de temperaturas análogo a este dispositivo, entre 50°C y 54°C; asimismo se utilizarán las mismas opciones de tiempo de tratamiento, a 30, 60 y 90 segundos.

El equipo necesita contar con una interfaz con el usuario, en la que se pueda ingresar los parámetros de la termoterapia deseados, y puedan visualizarse las variables de temperatura medida, temperatura deseada y tiempo de sesión en tiempo real con el proceso de termoterapia, de esta manera poder obtener los datos necesarios para una correcta documentación de los ensayos de aplicación.

## 3. Diseño y desarrollo del dispositivo

### 3.1. Objetivos

#### 3.1.1. Objetivo general

Diseñar e implementar un equipo de terapia térmica para establecer protocolos en el tratamiento de la leishmaniasis cutánea.

#### 3.1.2. Objetivos específicos

1. Brindar una interfaz en la cual se puedan ingresar parámetros de programación de tiempo y temperatura deseados de aplicación.
2. Lograr un rango de temperaturas de aplicación de la terapia de 50 °C a 54 °C.
3. Brindar una elección del tiempo de cada sesión de tratamiento a 30, 60 y 90 segundos.
4. Mantener la temperatura real de aplicación de manera constante en el tiempo una vez alcanzado el valor programado por el usuario.

### 3.2. Diagrama de bloques

A continuación se presenta un diagrama de bloques descriptivo del sistema en la figura 3.1

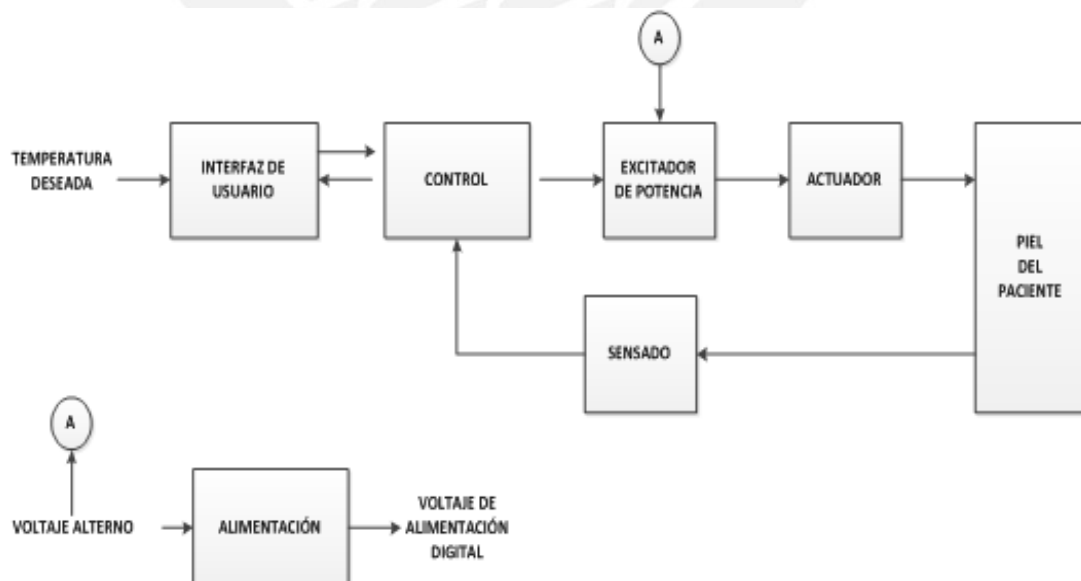


Figura 3.1. Diagrama de Bloques del Sistema.

En la interfaz de usuario se podrán ingresar los parámetros de la termoterapia deseados, y podrán visualizarse las variables de temperatura medida, temperatura deseada y tiempo de sesión en tiempo real con el proceso de termoterapia.

El sensor de temperatura monitoreará en todo momento la temperatura de la zona de la piel sobre la que se aplicará la termoterapia.

Conocido el valor de la temperatura de la zona de la piel de interés, el controlador interno del equipo deberá, con este valor y mediante un algoritmo, obtener un valor de control adecuado a fin de alcanzar en la piel el valor de temperatura que se desea para el tratamiento.

El control enviará una señal hacia el excitador del actuador, y provocar un aumento o disminución del calor incidente sobre la piel para alcanzar el valor de temperatura deseado.

### **3.2.1. Etapas del sistema.**

El sistema presentado está conformado por hardware y software.

La etapa de hardware está conformada por las siguientes etapas:

- Etapa de sensado
- Etapa de control.
- Etapa del excitador de potencia.
- Etapa del actuador.
- Etapa de interfaz de usuario.
- Etapa de alimentación.

La etapa de software está conformada por las siguientes etapas:

- Lógica de control (comunicación al sensor, algoritmo de control, salida al excitador).
- Lógica de la interfaz con el usuario.

## **3.3. Etapa de sensado**

### **3.3.1. Requerimientos del sensor**

- Tiempo de respuesta mínimo: El control del proceso no debe ser tan lento como para que el calor aplicado por el actuador provoque un sobrecalentamiento de la piel mayor al que desea establecerse de manera constante en el tratamiento. Para ello se estableció de manera empírica, utilizando un termómetro infrarrojo, que en un

segundo la temperatura de la piel no variaba más de  $1^{\circ}\text{C}$ . Así el sensor a elegir deberá tener un tiempo de respuesta menor o igual a un segundo.

- No contacto con la lesión: se prefiere evitar el contacto entre el equipo y las lesiones de leishmaniasis, para evitar infecciones bacterianas, y una constante desinfección del sensor lo cual puede dañarlo.
- Rango de temperaturas: abarcar el rango de trabajo, de los  $35^{\circ}\text{C}$  hasta los  $55^{\circ}\text{C}$ ; además basándose en el decaimiento de  $1^{\circ}\text{C}/\text{seg}$  de la piel en las temperaturas de trabajo y que la diferencia entre temperaturas de tratamiento elegibles será de  $1^{\circ}\text{C}$ , se considerará una exactitud mínima de  $\pm 1^{\circ}\text{C}$ , y una resolución mínima de  $1^{\circ}\text{C}$

### 3.3.2. Alternativas de solución

Con el fin de cumplir con los requerimientos anteriores, el sensor más adecuado para el proceso será un sensor infrarrojo de temperatura. Estos sensores usan termopilas sobre las cuales incide la radiación electromagnética infrarroja de los cuerpos en su campo de visión, induciendo en los terminales de las termopilas una pequeña tensión proporcional a la radiación recibida, la cual depende de la temperatura del cuerpo que la emite, con esta tensión y su relación con la radiación infrarroja se logra calcular la temperatura del objeto.

Existen pocas industrias que se dedican a la fabricación de sensores infrarrojos de temperatura, y de las que existen, la mayoría son de uso industrial, los cuales son de un tamaño sobredimensionado para nuestro propósito. Se realizó una intensa búsqueda y se obtuvo dos sensores que cumplían en general con los requerimientos mencionados. En la tabla 3.1 se mencionan sus características más importantes, las cuales se comparan para realizar la elección óptima del sensor.

Tabla 3. 1. Características de sensores

Sensor	Infrarrojo	Uso médico	Rango	precisión	Resolución	Costo
MLX90614	Si	Si	$-40$ a $85^{\circ}\text{C}$	$0.5^{\circ}\text{C}$	$0.02^{\circ}\text{C}$	\$30.68
SPRINT8 de Ametek	Si	No menciona	$0-900^{\circ}\text{C}$	1% de la medida	No menciona	\$2790.00

Fuente: Elaboración propia, datos obtenidos de las hojas técnicas de Melexis y Ametek


### 3.3.3. Elección del sensor

De un análisis comparativo de la tabla 3.1, se puede observar que el sensor que más se adecua a nuestros requerimientos es el MLX90614, es de uso médico, tiene un rango que cumple la gama de mediciones que se realizarán, además su tiempo de respuesta es de 0.8 segundos, y la característica más resaltante es el costo pues este sensor tiene un precio mucho menor al SPRINT 8 de Ametek.

Otra ventaja de MLX90614, es que pertenece a una familia de sensores categorizada según distintas características como se puede apreciar en la figura 3.2, pudiendo elegir un sensor que más se adecue a nuestras necesidades y requerimientos. El sensor a elegir será MLX90614 XXX, donde XXX son las opciones a elegir.

A continuación se muestra la elección realizada en la figura 3.2.

**Ordering Information**



Part No.	Temperature Code	Package Code	- Option Code
MLX90614	E (-40°C to 85°C) K (-40°C to 125°C)	SF (TO-39)	- X X X (1) (2) (3)
(1) Supply Voltage/ Accuracy A - 5V B - 3V C - Reserved D - 3V medical accuracy	(2) Number of thermopiles: A - single zone B - dual zone C - gradient compensated*	(3) Package options: A - Standard package B - Reserved C - 35° FOV D/E - Reserved F - 10° FOV G - Reserved H - 12° FOV (refractive lens) I - 5° FOV	
<b>Example:</b> MLX90614ESF-BAA	* : See page 2		

Figura 3.2. Información sobre las opciones XXX.

- Primera opción tipo D, ya que es de precisión médica
- Segunda opción tipo C, se basa en el uso de un sensor interno secundario para eliminar los disturbios térmicos que puedan incidir al empaquetamiento externo del sensor y causar un gradiente de temperatura en ella. Este disturbio compensa el resultado de medición internamente de manera digital. (Si el sensor no está excesivamente cerca a una fuente de calor que lo caliente irregularmente, puede escogerse del tipo A o B. Se trabajó con un tipo C ya que era la única combinación de código disponible en el mercado al momento de diseñar el dispositivo)
- Tercera opción tipo I, que es la que tiene el menor ángulo de visión del sensor, de esta manera evitar la necesidad de un excesivo acercamiento a la zona de piel tratada pues el actuador podría calentar también al sensor.

Entonces el sensor a utilizar en la presente tesis es MLX90614DCI.

### 3.4. Etapa del actuador

#### 3.4.1. Requerimientos del actuador

- Tener suficiente potencia para elevar la temperatura en la piel por lo menos a 50 °C
- No deberá tener contacto directo con la piel.
- Deberá aplicar calor a un radio no menor a 2cm, para asegurar el cubrir toda la herida en una sola aplicación.

#### 3.4.2. Alternativas de solución

Para elevar la temperatura de la piel, se pueden utilizar varios métodos, entre ellos radiofrecuencia, radiación infrarroja, ultrasonido, y otros. Se analizó todas estas posibilidades, a continuación el resultado de este análisis

- Radiofrecuencia

Principio de funcionamiento: los equipos de Termoterapia por radiofrecuencia generan una circulación de corriente por los tejidos con frecuencias generalmente de orden MF (0.3MHz-3MHz) y HF (3MHz-30MHz). Esta corriente es aplicada al cuerpo mediante electrodos superficiales, y puede ser una corriente monopolar o bipolar, de efecto TEC (transferencia eléctrica capacitiva) y/o TER (transferencia eléctrica resistiva). Se usa corriente alterna de radiofrecuencia dado que a estas frecuencias no se afecta de algún modo al sistema nervioso, por lo que no existen peligros de fibrilación ni contracción muscular, solamente existe un efecto térmico en los tejidos, provocado por la vibración y fricción molecular a causa del campo eléctrico variante entre los electrodos, que según su posición puede causar un efecto térmico profundo o superficial. [17][18]

Sin embargo requiere de dos electrodos en contacto directo con la piel, incumpliendo uno de los requerimientos más importantes.

- Ultrasonido [5]

Principio de funcionamiento: Los equipos de Termoterapia con ultrasonido se basan en crear vibraciones ultrasónicas entre 0.5 y 3 MHz (rango normalmente usado en aplicaciones terapéuticas) mediante un material piezoeléctrico, el cual vibra (al cambiar de forma) cuando es expuesto a una corriente eléctrica alterna. Estas vibraciones provocan la compresión y expansión de los tejidos mientras absorben la energía de la onda ultrasónica, disipándose esta



vibración del tejido en energía térmica. Suelen aplicarse intensidades continuas entre 0.5 y 2 W/cm<sup>2</sup>. Su efecto térmico sobre el cuerpo suele ser profundo, llegando a actuar varios centímetros bajo la piel, incluso hasta al tejido óseo. [20]

Tiene dos formas de aplicación, la primera es contacto directo con la piel y la segunda es tener un acoplamiento subacuático, ambas formas de aplicación no pueden aplicarse a nuestra forma de tratamiento ya que la primera requiere contacto físico, mientras la segunda requiere que el paciente sumerja la herida en una cubeta de plástico conteniendo agua, y muchas veces las heridas están en la cara, oído etc. Por este motivo el tratamiento con ultrasonidos no es aplicativo a nuestro caso.

- Infrarrojo (IR) [15][5]

Principio de funcionamiento: Los equipos de fisioterapia de calor infrarrojo (IR) se basan en aplicar energía a distancia por radiación de longitud de onda de los infrarrojos (760nm a 15um), radiación cuyo efecto es netamente térmico. Terapéuticamente provocan un calor seco penetrando entre 2 a 10 mm. [23] [24]

Equipo básico: Estos equipos generalmente son lámparas de pedestal con bombillas incandescentes. Estas “bombillas infrarrojas” están diseñadas especialmente con un recubrimiento reflectante interno y geometría adecuada para parcialmente redirigir de manera frontal la energía infrarroja emitida por el filamento incandescente.

Aparte de cumplir con nuestros requerimientos de mínimo contacto, de alcanzar las temperaturas deseadas [5], y ser un equipo fácilmente accesible y reemplazable en el mercado nacional, debe destacarse la gran cantidad de pacientes curados que uno de los 3 ensayos de terapia térmica con infrarrojos para leishmaniasis cutánea, mencionados en la recopilación de Missoni y Masala [5], hecho por Junaid en 1986, pues muestra haber tratado exitosamente a 178 pacientes de esta enfermedad, llevando a la cicatrización de las lesiones y su cura exitosa., no obstante no aporta información suficiente sobre el control de la temperatura o su medición, sólo menciona que el dispositivo usado alcanza una temperatura en las lesiones de 50°C. Se escoge así la terapia térmica por infrarrojos en nuestro diseño.

### 3.4.3. Elección del actuador

Del análisis hecho, de las diferentes formas de brindar calor, la radiación infrarroja cumple con los requerimientos mencionados, mientras que las otras no, se eligió como fuente de calor a un foco infrarrojo, sin embargo existen muchos en el mercado. A continuación se muestran algunas opciones y se elegirá la mejor de acuerdo a tamaño, costo, potencia, etc.

- Bombilla infrarroja INFRARED-E27-250W General Electric alimentado con 220VAC de 250W. Además se puede obtener en Perú a un costo de s/.40.
- Bombilla infrarroja THERATERM BR-40 ROJO medicinal marca Osram de 250W, cuyo costo es 120 dólares, sin costo de envío.

Se escogió la bombilla INFRARED-E27-250W General Electric, ya que cumple con los requerimientos dados para esta etapa, su potencia es suficiente para elevar la temperatura de la piel incluso más de 50 °C según los ensayos experimentales que se realizaron para esta tesis, además al ser infrarrojo no requiere contacto con la piel y por último irradia con una apertura de unos 90° aproximadamente, abarcando suficiente área para cubrir cualquier herida de leishmaniasis. Cabe resaltar también que esta opción presenta un costo mucho menor en comparación con la otra alternativa, además al poder obtenerlo en el mercado nacional, su adquisición es más rápida.

Esta bombilla tiene una geometría especial y recubierta interna de plata que refleja el envío de rayos infrarrojos en un ángulo frontal. A continuación se muestra el foco INFRARED-E27-250W en la figura 3.4



Figura 3.4. Foco INFRARED-E27-250W

### 3.5. Etapa de la interfaz de usuario

#### 3.5.1. Requerimientos de la interfaz de usuario

La interfaz de usuario tendrá algún mecanismo que permitirá ingresar los datos: Este mecanismo permitirá ingresar las dos variables principales del tratamiento térmico: la temperatura deseada de tratamiento (dentro del rango establecido entre 50°C y 54°C), y el tiempo de permanencia de la temperatura deseada

La interfaz de usuario poseerá una pantalla que permitirá visualizar las variables de temperatura medida, temperatura deseada y tiempo de sesión en tiempo real con el proceso de termoterapia.

### 3.5.2. Alternativas de solución de la Pantalla o visualizador

Se encontraron dos tipos de pantalla de diferente tecnología, a continuación se muestra las características de éstas en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2. Características de la pantalla

Tecnología	tipo	Dimensión	Nº de líneas	peso	otros
LCD	DCM16207	84x44x11 mm	2	50 gr	Mercado nacional
LED	R10-95/R1	98x96x35mm	1	No menciona	Se debe importar

Fuente: Elaboración propia, datos obtenidos de las hojas técnicas de Optrex Corporation y Rivera Electronics.

### 3.5.3. Alternativas de solución de la entrada de datos

Asimismo también se tuvo dos opciones para elegir el tipo de entrada de datos. A continuación en la tabla 3.3, se muestran las características del teclado matricial 3x4 de Microingenia Electronics y los botones pulsadores.

Tabla 3.3. Características de los tipos de entrada

Tipo de entrada	Botones pulsadores	Teclado matricial 3x4
Cantidad de puertos a utilizar	3	7
Entrada	5V	3.3-5V
Dimensión	35x70mm	50.8x80.36mm
Complejidad en la programación	Fácil	regular
Costo( nuevos soles)	10	40

Fuente: Elaboración propia, datos obtenidos de las hojas técnicas de Microingenia Electronics

### 3.5.4. Elección de la pantalla

De un análisis de la tabla 3.2, se optó por la pantalla LCD por las siguientes razones:

- Sus dimensiones cumplen con nuestros requisitos.
- Cuenta con 2 líneas, lo cual permite visualizar más información, mientras que la pantalla LED solo cuenta con una, además se puede encontrar en el mercado nacional.

En la figura 3.5 se muestra la pantalla LCD.



Figura 3.5. Pantalla LCD.

### 3.5.5. Elección de la entrada de datos

De un análisis comparativo de la tabla 3.3, se eligió a los botones pulsadores como mejor opción por las siguientes razones:

- Se utiliza menor cantidad de puertos del Atmega8.
- Tiene dimensiones menores, logrando mayor portabilidad.
- La programación para implementarlo es menos compleja.
- Tiene menor costo.

En esta opción se brindarán una temperatura y tiempo de sesión predeterminados, los cuales se modificarán con 3 botones [ “Menos” ( - ), “Más” ( + ), “OK” ( O ) ].

## 3.6. Etapa de Control

### 3.6.1. Requerimientos del controlador

Para la etapa de control del sistema se definieron los requerimientos mínimos antes de la elección del Microcontrolador, mencionados a continuación:

- Seis puertos para la pantalla LCD 2x16, ya que tres puertos serán para los bits de control y tres puertos para los bits de datos.
- Un puerto para el excitador de potencia.
- Dos puertos para el sensor infrarrojo MLX-90614-DCI, ya que se utilizará un puerto para la sincronización del reloj y otro puerto para la transmisión/recepción de la trama de datos.
- Tres puertos son requeridos para los pulsadores de la interfaz usuario-maquina
- Tres o cuatro pines para el grabado del microcontrolador.

Como mínimo se requiere 16 puertos o pines del microcontrolador.

Además el microcontrolador a elegir deberá ser compatible con los rangos de voltajes y corrientes del sensor y pantalla LCD que se ha elegido.

### 3.6.2. Alternativas de Solución.

En el mercado los microcontroladores más comerciales son de Microchip y Atmel. A continuación se muestra la tabla 3.4, en la cual se comparan las características de Atmega8L de Atmel y el PIC16F877 de Microchip.

Tabla 3.4. Características de microcontroladores

Microcontrolador	Atmega8L	PIC16F877
Alimentación	2.7-5.5 VDC	2-5.5 VDC
Memoria Flash	8Kbytes	8Kbytes
Comunicación serial	USART / SPI /I2C	USART / SPI /I2C
Velocidad de transmisión de datos	0-16 MHz	0-20 MHz
Instrucciones	130	35
Puertos programables	23	33
Costo (soles)	12	11

Fuente: Elaboración propia, datos obtenidos de datasheets de Atmel y Microchip.

### 3.6.3. Elección del controlador

La elección del microcontrolador a utilizar se basa en un análisis de la tabla 3.4, además del conocimiento adquirido para programar en estos.

Ambos cumplen con los requerimientos dados, la diferencia más notable se da en la cantidad de instrucciones, el Atmega8 tiene más instrucciones, por lo que se puede programar más algoritmos en menos ciclos del reloj, además de tenerse experiencia en programar en lenguaje ensamblador de esta familia de microcontroladores.

Por ende se elige al microcontrolador Atmega8 para la etapa de control.

### 3.6.4. Diagrama Esquemático

En la Figura 3.6., se presenta el diagrama de conexiones de la etapa de control, se pueden observar como son conectadas las señales de entrada y salida a los puertos del microcontrolador escogido.

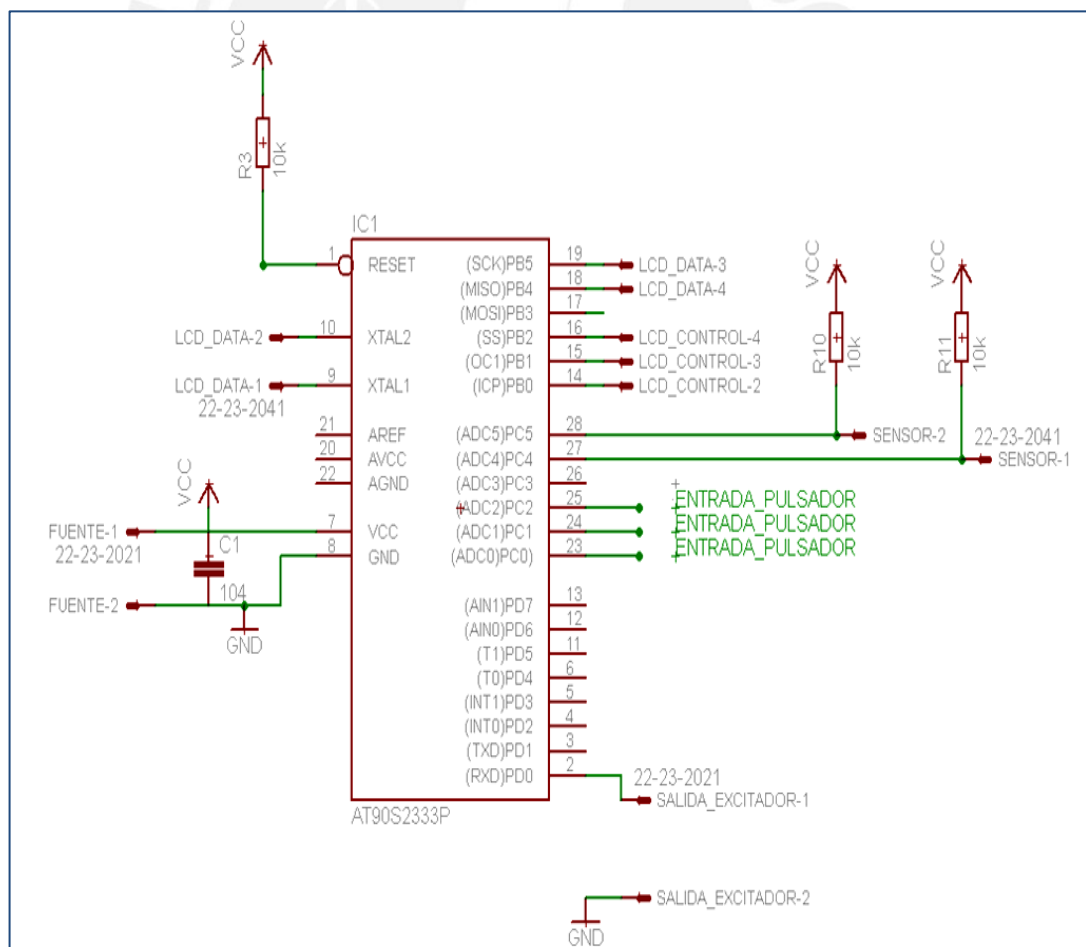


Figura 3.6. Diagrama Esquemático del circuito de control.



### 3.7. Etapa del excitador

El excitador de potencia adapta las señales eléctricas del microcontrolador a la etapa de potencia del actuador (lámpara infrarroja).

#### 3.7.1. Requerimientos del excitador

- Debe separar eléctricamente la etapa de control con la de potencia.
- Debe tener protección contra altos voltajes y ruido.
- Debe ser compatible con los voltajes y corrientes que brindará el microcontrolador, como se muestra en la Tabla 3.5 según los datos de salida del Atmega8.
- Debe soportar como mínimo 311v en inversa, que es el que le da la red, asimismo debido a que la potencia del foco infrarrojo es 250W, deberá soportar como mínimo 1.14 A en estado de conducción.

Tabla 3.5. Voltajes y corrientes del microcontrolador

Symbol	Parameter	Condition	Min	Typ	Max	Units
$V_{OL}$	Output Low Voltage <sup>(3)</sup> (Ports B,C,D)	$I_{OL} = 20mA, V_{CC} = 5V$			0.9	V
		$I_{OL} = 10mA, V_{CC} = 3V$			0.6	V
$V_{OH}$	Output High Voltage <sup>(4)</sup> (Ports B,C,D)	$I_{OH} = -20mA, V_{CC} = 5V$	4.2			V
		$I_{OH} = -10mA, V_{CC} = 3V$	2.2			V

Fuente: Elaboración propia, datos obtenidos de datasheet de Atmel.

#### 3.7.2. Alternativas de Solución.

Para poder adaptar la señal eléctrica del microcontrolador a la etapa de potencia, se puede utilizar un relé o un optocoplador y triac, sin embargo al analizar las características del optocoplador además de aislamiento eléctrico, proporciona aislamiento galvánico, protegiendo de las perturbaciones de campo, también el optocoplador tiene mayor velocidad de conmutación y es más pequeño, por ende da mayor portabilidad a nuestro dispositivo.

Por estas razones se elige un optoacoplador y triac.

A continuación se muestra la tabla 3.6., en la cual se comparan dos optocopladores, para su posterior análisis.

Tabla 3.6. Características de los optocopladores.

Optocoplador	Corriente emisor(mA)	Voltaje en inversa emisor(V)	Voltaje de salida(V)
MOC3010	60 máx.	3 máx.	250 máx.
MOC3020	60 máx.	3max	400 máx.

Fuente: Elaboración propia, datos obtenidos de datasheet de Fairchild Semiconductor.

Al utilizar uno de estos optocopladores, se debe utilizar un triac, el cual debe soportar la corriente y voltaje mínimos mencionados en los requerimientos. A continuación se muestra la tabla 3.7., en la cual se muestran las características de los triacs para su posterior análisis y elección.

Tabla 3.7. Características de los triacs.

Triac	BT136	2N6072
$V_{DRM}$	600 V	300 V
$I_{T(RMS)}$	4 A	4A
$I_{GM}$	2 A	2A

Fuente: Elaboración propia, datos obtenidos de datasheet de Motorola

Donde:

$V_{DRM}$ : Es el máximo valor de tensión admitido de tensión inversa, sin que el triac se dañe.

$I_{T(RMS)}$ : Corriente en estado de conducción.

$I_{GM}$ : Pico de corriente que se puede soportar en la puerta.

### 3.7.3. Elección del excitador de potencia.

- **Elección del optocoplador.**

La corriente que brinda el microcontrolador es 20mA y 0.9 v en inversa, características que cumplen el MOC3010 y el MOC3020.

La red brinda 311 voltios pico, descartando al MOC3010, ya que soporta 250 voltios a su salida, mientras que el MOC3020 soporta hasta 400V, la cual da un margen de confianza.

Se elige el MOC3020 por las razones mencionadas.

- **Elección del triac.**

Al observar la tabla 3.7, el BT136 soporta hasta 600V de tensión en inversa, valor que brinda un margen de seguridad suficiente para cualquier anomalía en la red, cuya tensión pico es 311V; sin embargo el triac 2N6072 soporta hasta 300V de tensión en inversa, el cual no garantiza un buen funcionamiento del dispositivo.

Se elige el triac BT136 por las razones mencionadas.

### 3.7.4. Diagrama esquemático

En la figura 3.7 se muestra el diagrama esquemático total del excitador de potencia.

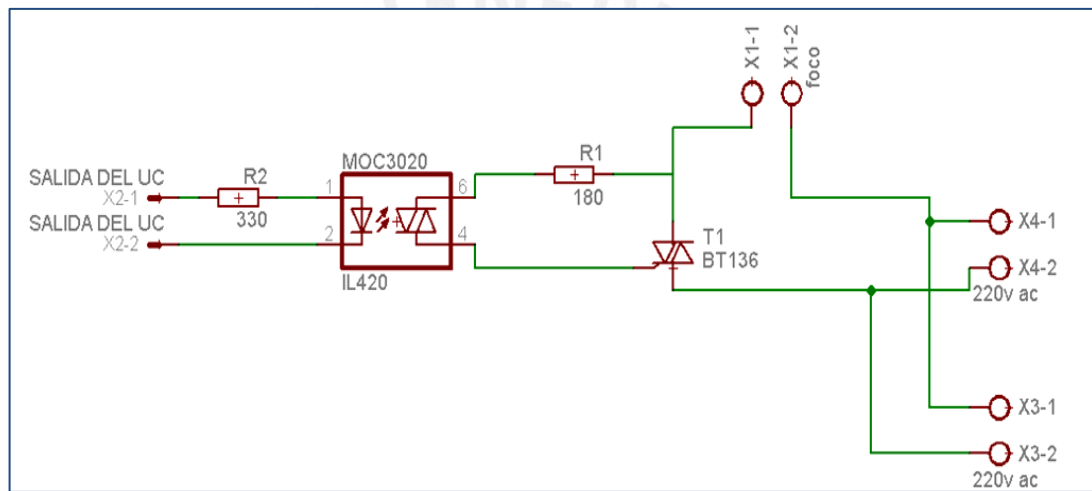


Figura 3.7. Diagrama esquemático del excitador de potencia.

La resistencia de 180 ohmios se puede calcular a partir del  $V_{Rmax} = 3V$  y  $I_{Fmax} = 50mA$  del Optoacoplador MOC3020, además se verifica la hoja de datos del Triac BT136, su  $I_{GT}$  (típico) = 5mA ( $V_D = 12V$ )

$$R1 \text{ min} = \frac{3V}{50mA} = 60\Omega$$

Se eligió  $R1 = 180\Omega$

La resistencia  $R2$  se calculara de la siguiente manera:

$$R2 \text{ min} = \frac{V_{ol}}{I_f} = \frac{0.9V}{10mA} = 90\Omega$$

$$R2 \text{ max} = \frac{V_{OH}}{I_f} = \frac{4.2V}{10mA} = 420\Omega$$

Siendo:

$V_{OL}$ =voltaje que brinda el Microcontrolador en estado de baja.

$V_{OH}$ =voltaje que brinda el Microcontrolador en estado de alta

$I_F$ = corriente requerida para activar el LED del MOC3020.

Entonces se elegirá una Resistencia entre este rango, se eligió un valor comercial  $R_2=330 \Omega$

Realizando los cálculos para este valor

$$\text{Estado de no conducción: } I_f = \frac{V_{OL}}{R_2} = \frac{0.9V}{330 \Omega} = 2.7mA < I_f=10mA$$

$$\text{Estado de conducción: } I_f = \frac{V_{OH}}{R_2} = \frac{4.2V}{330 \Omega} = 12.72mA > I_f=10mA$$

Siendo 10mA la corriente recomendada en las hojas técnicas para que se encienda el LED interno del MOC3020.

### 3.8. Etapa de Alimentación.

#### 3.8.1. Requerimientos.

En la tabla 3.8 se presenta una descripción de la corriente y voltaje de suministro para cada parte del sistema

Tabla 3.8. Análisis del consumo de potencia de cada etapa.

Componente	Voltaje	Corriente
Sensor	3 VDC	2mA
microcontrolador	5VDC	15mA (puerto I/O)
LCD	5VDC	2.5mA

Fuente: Elaboración Propia.

De esta manera se concluye que la fuente de alimentación debe tener dos salidas de alimentación DC de 5V y 3.3V, además es necesaria una conexión de la red de 220VAC, de la cual una de las líneas irá al triac del excitador de potencia y la otra al foco infrarrojo.

### 3.8.2. Alternativas de Solución.

Los suministros de alimentación con conversión AC-DC utilizados son el de media onda, onda completa de toma central y onda completa con puente de diodos, cuyas configuraciones se muestran en la figura 3.8.

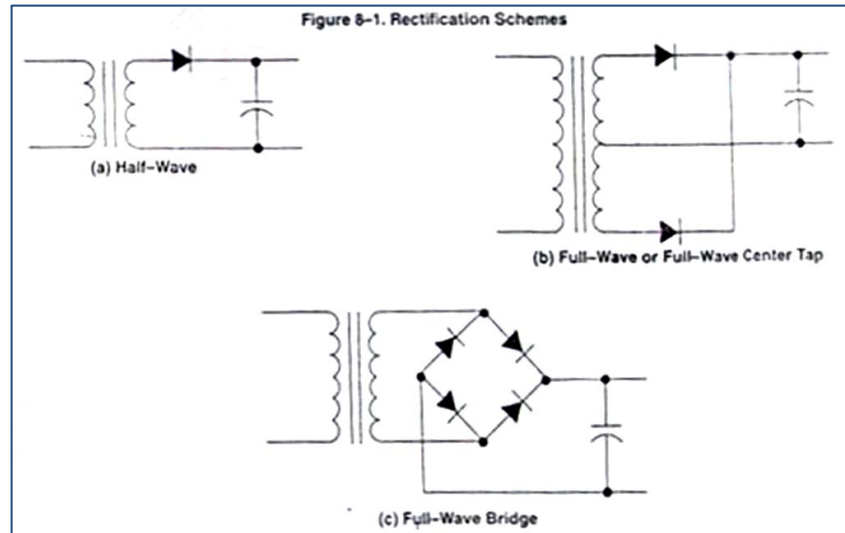


Figura 3.8. Tipos de rectificadores

### 3.8.3. Elección

Para nuestro diseño se utilizará la configuración de “onda completa con puente de diodos,” puesto que el valor del condensador será más bajo que para “media onda”, el voltaje inverso que deben soportar los diodos en esta configuración es la mitad del valor que se requiere para las otras dos configuraciones, y además el transformador tiene un “VA rating” intermedio entre “media onda” y “onda completa de toma central” (características basadas en la figura 3.12). Por lo tanto será menos costoso de implementar.

Para el diseño del circuito rectificador se realizó el cálculo de la corriente de consumo total, para ello se utilizaron dos reguladores de voltaje, para obtener las salidas de 5V (LM7805) y 3.3V (LM1117), para alimentar a las etapas vistas en la Tabla 3.8.

Se calculó el consumo total de corriente a la salida del LM1117 igual a 2mA, a esto se le suma la corriente de reposo del integrado de 5mA (obtenido de la hoja de datos del LM1117), por lo que se obtiene un consumo de corriente total de 7mA, eligiéndose entonces 10mA como valor con margen de seguridad suficiente.

Se calculó el consumo total de corriente a la salida del LM7805 (que se obtiene de la Tabla 3.8.), teniéndose que se consume 20mA aproximadamente, más la corriente de reposo del



integrado se obtiene 25mA, y aumentándole del cálculo anterior 10mA, se obtendrá un total de consumo de corriente aproximadamente de 35mA, por lo que añadiendo un margen de seguridad se considerará 40mA.

La corriente de consumo total es necesaria para el diseño del circuito rectificador más adecuado, para ello se utilizaron las curvas de Shade que se encuentran en las figuras 3.9, 3.10 y 3.11, así también se muestra la figura 3.12, en la cual se puede observar cómo realizar el cálculo con las figuras anteriormente mencionadas.

Se parte de los siguientes parámetros para obtener los valores de los componentes del circuito de rectificación, según las indicaciones de la figura 3.12:

$$V_C \text{ (DC)} = 8 \text{ V; (elegido entre los 7 y 20V permitidos a la entrada del LM7805)}$$

$$V_M = V_C \times (\sqrt{2}) = 11.31 \text{ V}$$

$$V_{\text{ripple (pp)}} = 1 \text{ V; (se escoge un voltaje de rizado tolerable para el LM7805)}$$

$$I_o = 40\text{mA; (calculado anteriormente)}$$

$$f = 60\text{Hz}$$

Siguiendo el procedimiento de diseño (ver Figuras 3.12) utilizando la configuración Full Wave para nuestro circuito rectificador, se realizan los siguientes cálculos:

$$r_f = 4.42\%; \text{ (ver fórmula 8.1 en la Figura 3.12)}$$

$$R_S = 0.6 \text{ ohm; (resistencia del bobinado secundario de un transformador de referencia)}$$

$$R_L = V_C / I_o = 8/0.04 = 200 \text{ ohms}$$

$$R_S/R_L = 0.3\%$$

$$wCRL = 15; \text{ (hallado de la figura 3.11)}$$

Se calcula el valor del Capacitor:

$$C = 199\mu\text{F; (ver fórmula 8.2 en la Figura 3.12)}$$

Se realiza el cálculo de los requerimientos necesarios para la elección de cada Diodo (ver fórmulas en la Figura 3.12 y la Figura 3.10.):

$IF(avg) = I_o/2 = 20mA$ ; (fórmula 8.3 en figura 3.12 - configuración de onda completa)

$IF(rms)/IF(avg) = 3.25$ ; (hallado de la figura 3.10)

**$IF(rms) = 65mA$**

$IF(peak)/IF(avg) = 15$ ; (hallado de la figura 3.10)

**$IF(peak) = 300mA$**

**Peak Reverse Voltage = 11.31 V**; (según la figura 3.12 para “puente de diodos”)

**Maximum Isurge = 19 A**; (fórmula 8.4 en la figura 3.12)

Se escogieron los diodos comerciales 1N4001, ya que cumplen con los requerimientos especificados ( $I_{surge-max} = 30A$ ;  $V_{peak-reverse} = 50V$ ; datos del datasheet del diodo).

Finalmente se realiza el cálculo del diseño del transformador con los siguientes requerimientos:

**$VS = 9.06 V-RMS$**  (fórmula 8.5 en figura 3.12, y con  $V_{diodo}=0.75$  del datasheet)

$RS = 0.6 \text{ ohm}$  (óptimo hallado según la carga calculada anteriormente)

**$IRMS = 91.9 \text{ mA}$**  (fórmula 8.6 en figura 3.12- puente de diodos de onda completa)

**$VA = 1.18 \text{ VA}$**  (fórmula 8.7 en figura 3.12 – puente de diodos de onda completa)

Se tiene así que a la entrada del primario ingresarán 220 VAC(rms) y la salida debe ser 9 VAC(rms), con lo que se puede calcular la relación de transformación en las salidas del bobinado secundario del transformador.

$N = 220/9 = 24.44$ ; ( $N=24$  es la relación adecuada entre espiras del secundario y el primario del transformador reductor:  $220 \text{ VAC} / 24 = 9.17 \text{ VAC}$ ).

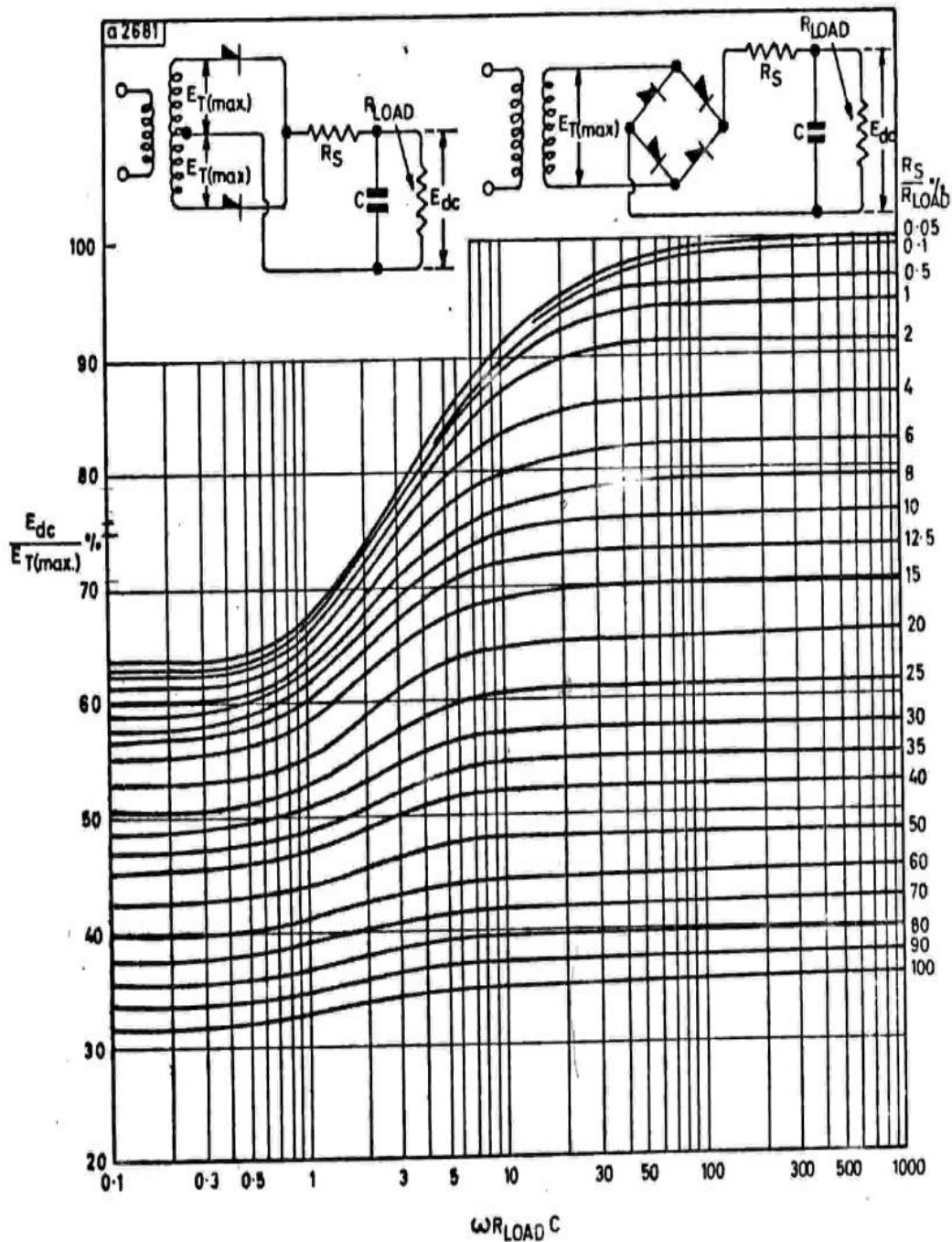


Fig. 14  $E_{dc}/E_T(max.)\%$  as a function of  $\omega R_{LOAD} C$  for full-wave circuits.  $C$  in F, and  $R_{LOAD}$  in  $\Omega$ .  $\omega = 2\pi f$

Figura 3.9. Relación del voltaje pico del secundario vs circuito del capacitor de entrada

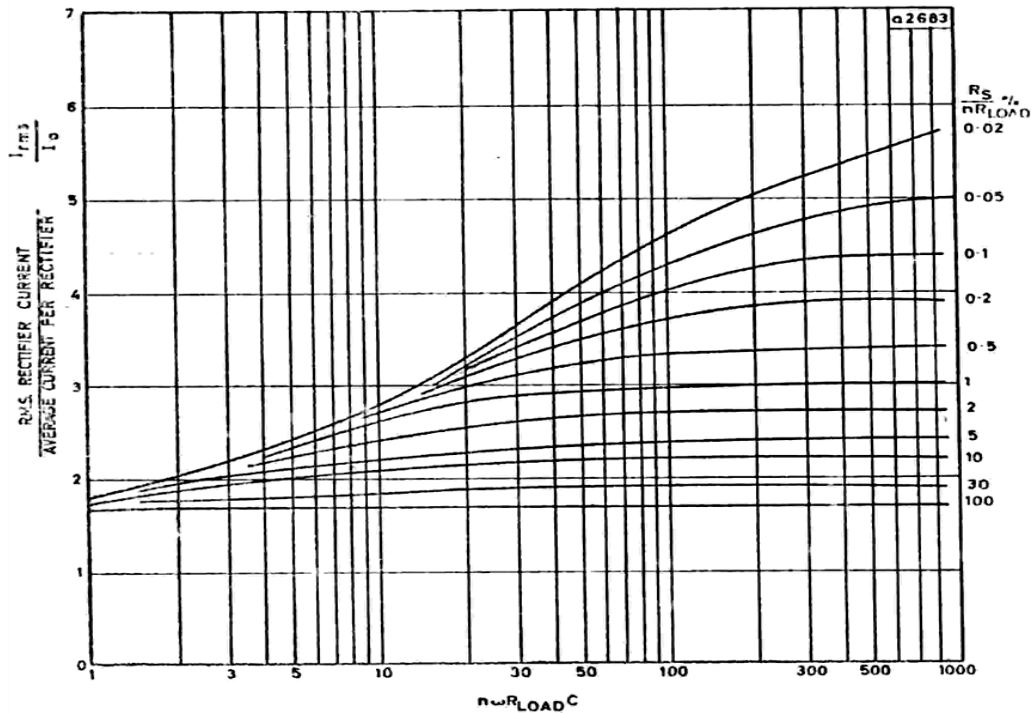


Fig. 17— The ratio r.m.s. rectifier current/average current per rectifier, plotted against  $n\omega R_{LOAD} C$ .  
C in F, and  $R_{LOAD}$  in  $\Omega$ .  
n = 1 for half-wave  
n = 2 for full-wave  
n = 0.5 for voltage-doubler.

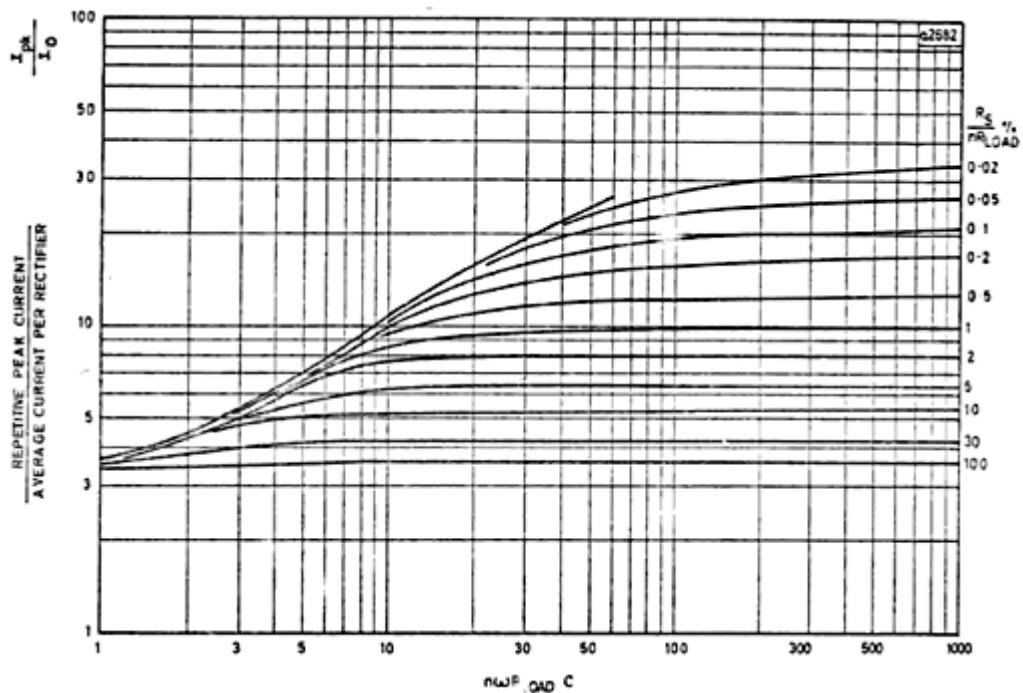


Fig. 18— The ratio repetitive peak current/average current per rectifier, plotted against  $n\omega R_{LOAD} C$ .  
C in F, and  $R_{LOAD}$  in  $\Omega$ .  $\omega = 2\pi f$   
f = line frequency  
n = 1 for half-wave  
n = 2 for full-wave  
n = 0.5 for voltage-doubler

Figura 3.10. Relación de las corrientes del diodo en circuito del capacitor de entrada.  
(arriba: corriente RMS; abajo: corriente pico)



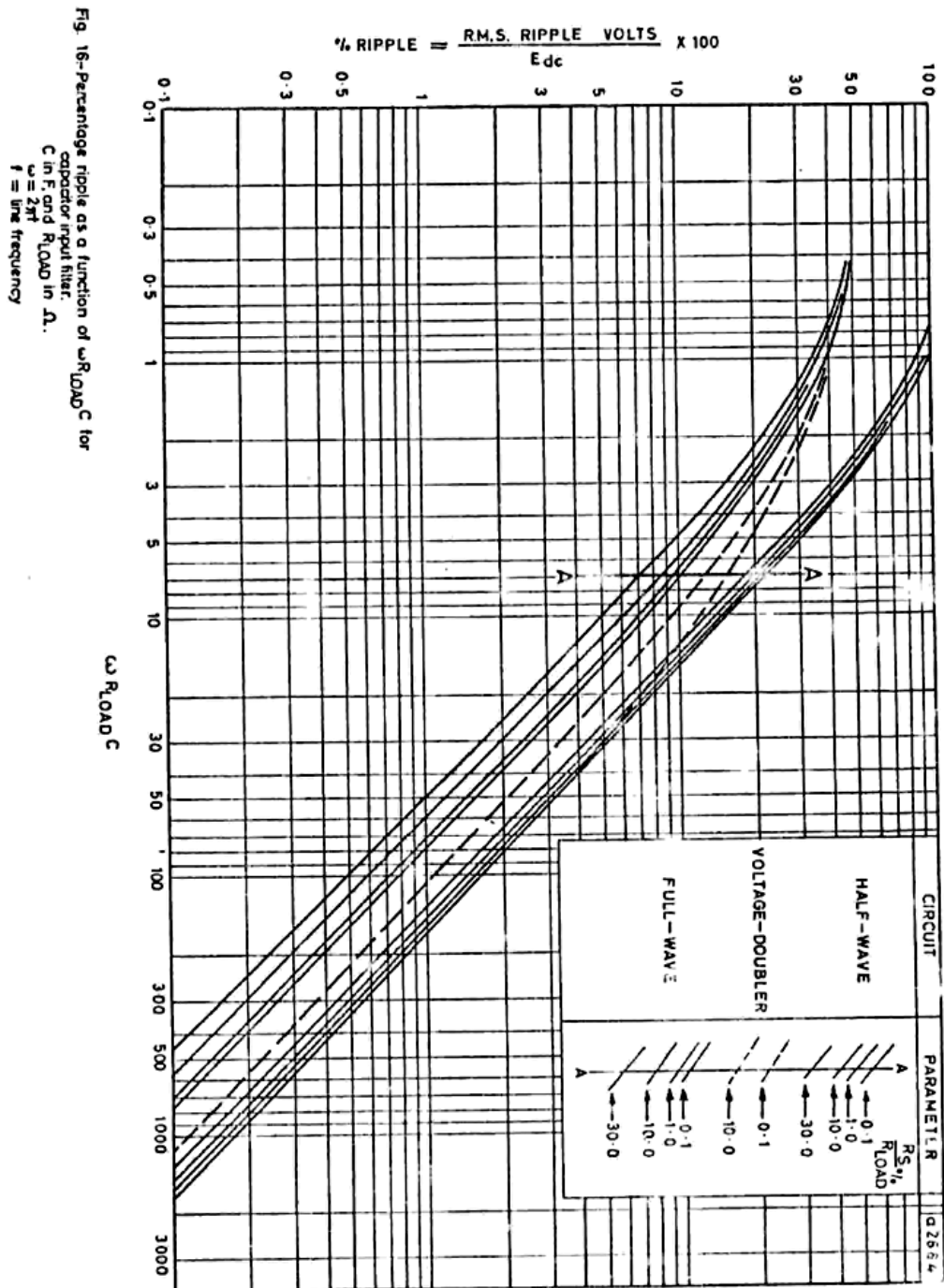


Figura 3.11. Relación del voltaje de rizado para el circuito del capacitor de entrada.



3

**2. Design Procedure**

A) From the regulator circuit design (see Section 6), we know:

- $V_{C(DC)}$  = the required full load average dc output voltage of the capacitor input filter
- $V_{Ripple(pp)}$  = the maximum no load peak-to-peak ripple voltage
- $V_m$  = the maximum no load output voltage
- $I_O$  = the full-load filter output current
- $f$  = the input ac line frequency

B) From Figure 8-5, we can determine a range of minimum capacitor values to obtain sufficient ripple attenuation. First determine  $r_f$ :

$$r_f = \frac{V_{Ripple(pp)}}{2 \sqrt{2} V_{C(DC)}} \times 100\% \quad (8.1)$$

A range for  $\omega CR_L$  can now be found from Figure 8-5.

C) Next, determine the range of  $R_S/R_L$  from Figure 8-2 or 8-3 using  $V_{C(DC)}$  and the values for  $\omega CR_L$  found in part B. If the range of  $\omega CR_L$  values initially determined from Figure 8-5 is above  $\approx 10$ ,  $R_S/R_L$  can be found from Figures 8-2 and 8-3 using the lowest  $\omega CR_L$  value. Otherwise, several iterations between Figures 8-2 or 8-3 and 8-5 may be necessary before an exact solution for  $R_S/R_L$  and  $\omega CR_L$  for a given  $r_f$  and  $V_{C(DC)}/V_m$  can be found.

D) Once  $\omega CR_L$  is found, the value of the filter capacitor (C) can be determined from:

$$C = \frac{\omega CR_L}{2\pi f \left( \frac{V_{C(DC)}}{I_O} \right)} \quad (8.2)$$

E) The rectifier requirements may now be determined:

1. Average current per diode:
 
$$I_{F(avg)} = I_O \text{ for half-wave rectification} \quad (8.3)$$

$$= I_O/2 \text{ for full-wave rectification}$$
2. RMS and Peak repetitive rectifier current ratings can be determined from Figure 8-4.
3. The rectifier PIV rating is  $2 V_m$  for the half-wave and full-wave circuits,  $V_m$  for the full wave bridge circuit. In addition, a minimum safety margin of 20% to 50% is advisable due to the possibility of line transients.
4. Maximum surge current,  $I_{surge} = V_m/(R_S + ESR)$  (8.4)  
 where, ESR = minimum equivalent series resistance of filter capacitor from its data sheet.

F) Transformer Specification

1. Secondary leg RMS voltage,  $V_S = (V_m + (n) 1.0)/\sqrt{2}$  (8.5)  
 where;  $n = 1$  for half-wave and full-wave  
 $n = 2$  for full-wave bridge
2. Total resistance of secondary and any external resistors to be equal to  $R_S$  found from Figures 8-2, 8-3, and 8-4 (see Part C).
3. Secondary RMS current; half-wave =  $I_{rms}$   
 full-wave =  $I_{rms}$  (8.6)  
 full-wave bridge =  $\sqrt{2} I_{rms}$   
 where,  $I_{rms}$  = rms rectifier current (from part E.1 and E.2).
4. Transformer VA rating; half-wave =  $V_S I_{rms}$   
 full-wave =  $2 V_S I_{rms}$  (8.7)  
 full-wave bridge =  $V_S I_{rms} (\sqrt{2})$   
 where,  $I_{rms}$  = rms rectifier current (from part E.1 and E.2) and,  
 $V_S$  = secondary leg RMS voltage.

---

3-866 MOTOROLA ANALOG IC DEVICE DATA

Figura 3.12. Procedimiento de cálculo de los parámetros del diseño.

### 3.8.4. Diagrama Esquemático

A continuación se muestra en la Figura 3.8, el circuito de la etapa de alimentación utilizando valores comerciales de condensadores.

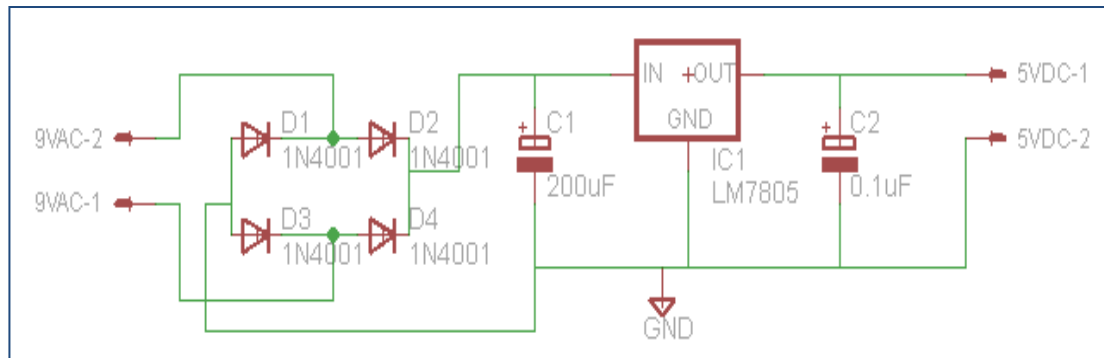


Figura 3.13. Diagrama esquemático de la etapa de alimentación (5V)

## 3.9. Lógica de control

### 3.9.1. Elección de la lógica de control

Existen diferentes tipos de control automático para un sistema, según las características del sistema y el tipo de respuesta requerido se escoge una clase de control adecuada. Por lo que primeramente se necesita definir nuestro sistema a controlar.

En este caso el sistema general será la zona de piel a tratar del paciente, que debe incluir la zona de piel afectada por la leishmaniasis.

La variable a medir o variable del sistema será la temperatura de la zona de la piel que ha sido afectada por la leishmaniasis.

La variable de entrada o variable manipulada será el flujo de calor aplicado por el actuador (foco infrarrojo) hacia el sistema para variar la temperatura de la piel.

Un modelado de nuestro sistema puede plantearse según ecuaciones de termodinámica. Sin embargo existen factores que variarían a cada instante el modelo del sistema, tales como:

- La distancia entre el actuador y la zona de piel siendo tratada: Dado que el suministro de calor se realizará por energía infrarroja, la potencia incidente desde el actuador hacia la piel tiene una relación inversa cuadrática con la distancia entre ellos (no lineal).

- La disipación de calor por energía infrarroja desde la piel al medio ambiente es proporcional a la cuarta potencia de la temperatura absoluta de la piel, por lo que esta disipación introduce mayor no-linealidad.
- La piel y sus características termodinámicas variarán de paciente en paciente (pieles más o menos gruesas, con más o menos irrigación sanguínea, etc.).
- No existen modelos termodinámicos de las úlceras de piel causadas por la leishmaniasis.
- La piel no puede modelarse como un objeto termodinámicamente pasivo, pues el cuerpo humano auto-regula su propia temperatura interna (cambiando la irrigación sanguínea o provocando sudoración), además de no ser una temperatura igualmente distribuida en todo el cuerpo y en todo nivel de profundidad.

Por estos factores es que un modelado del sistema de la piel sería no lineal, y dependiente de variables que no se pueden predecir fácilmente y cuyos modelos complicarían la lógica de control a implementar. Se deduce así previamente que un control clásico o moderno, que son dirigidos a plantas LIT (lineales e invariantes en el tiempo), no aplicaría para este sistema, e intentar linealizar su dinámica significaría desprestigiar no pocos factores que introducirían un error significativo al control.

Sin embargo se puede concebir una idea aproximada del comportamiento de nuestro sistema para comprender su dinámica. Según las ecuaciones de termodinámica en estado estable, se define a la resistencia térmica como la razón entre la diferencia de temperaturas a sus extremos respecto del flujo de calor que lo atraviesa [25]:

$$R_t = (\Delta T) / (\partial Q / \partial t)$$

$R_t$ : Resistencia térmica.  $\Delta T$ : Diferencia de temperaturas.  $\partial Q / \partial t$ : Flujo de Calor.

Además se tiene la ecuación de la capacidad calorífica de una sustancia, como la cantidad de energía necesaria para elevar en 1 grado Kelvin la temperatura de ésta:

$$C = Q / (\Delta T)$$

$C$ : Capacidad calorífica.  $Q$ : Energía calorífica.  $\Delta T$ : Diferencia de temperaturas.

Con el método de la capacitancia concentrada se puede hallar una analogía de nuestro sistema a un circuito eléctrico RC de primer grado [25]:

$$R = (\Delta V) / I ; C = q / (\Delta V)$$

$R$ : Resistencia.  $V$ : Voltaje.  $I$ : Corriente.  $C$ : Capacitancia.  $q$ : Carga.

donde la capacitancia es análoga a la capacidad calorífica, la carga eléctrica a la energía calorífica, la corriente al flujo de calor, la resistencia a la resistencia térmica, y la diferencia de voltaje a la diferencia de temperaturas. De este modo se puede obtener un modelo general de nuestro sistema como se muestra en la Figura 3.14.

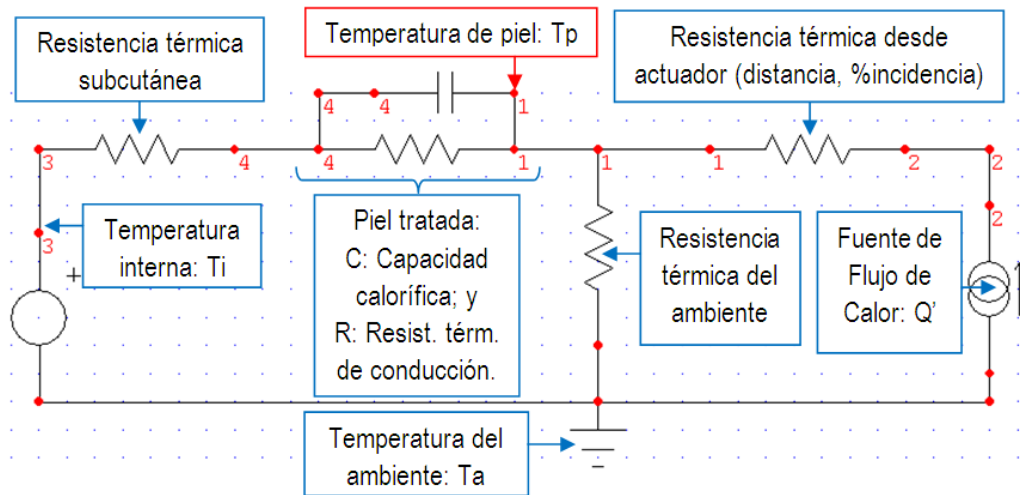


Figura 3.14 Modelo termodinámico aproximado del sistema.

Por lo tanto, a pesar de los factores que variarán las características de la dinámica de nuestro sistema, y linealizando toda no-linealidad, se puede esperar, a grandes rasgos, una respuesta termodinámica de la piel como la de un sistema de primer grado.

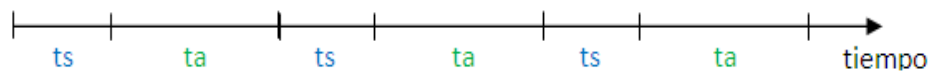
Respecto a la velocidad de respuesta del sistema, se tiene que la velocidad del cambio de temperatura sobre la piel depende de la masa de piel, de la diferencia de temperaturas aplicada en ésta y la distancia con el actuador, de modo que se estableció mediante ensayos con la piel de un sujeto de prueba, usando un calentamiento previo y midiendo el decaimiento de la temperatura, que la velocidad de cambio de temperatura de la piel a partir de valores próximos a  $45^{\circ}\text{C}$  es aproximadamente del rango de  $0.5$  a  $1^{\circ}\text{C/seg.}$

Un gran factor limitante en nuestro diseño es el tiempo de establecimiento de lectura de nuestro sensor de temperatura (settling time). Durante este tiempo, el actuador debe estar apagado, ya que la energía infrarroja que emite hacia la piel es en parte reflejada por ésta, y al ser nuestro sensor de temperatura basado en la medición de energía infrarroja, mediría un valor errado de temperatura. Según los datos de fábrica, el sensor tiene un valor predeterminado de tiempo de establecimiento de lectura de  $850$  mili-segundos. Este valor puede ser modificado por software en la configuración de los filtros digitales internos del sensor hasta un valor mínimo de  $38$  mili-segundos, sin embargo se requiere la adquisición de un módulo extra de configuración ofrecido por el fabricante, lo cual implicaría aumentar el

costo de la implementación para 1 solo prototipo, pero que podría compensarse al servir para la configuración de múltiples equipos en caso de producción a mayor escala.

Se usa así el tiempo de establecimiento de lectura predeterminado de fábrica, puesto que en 0.85 segundos la temperatura de la piel solo decae aproximadamente entre 0.5 y 1 °C según los ensayos realizados, y por reducir el costo del módulo de configuración de sensor, dado que se implementará solamente un equipo prototipo.

De este modo se establece que el control para nuestro sistema requiere de un tiempo de apagado forzado durante el tiempo de establecimiento de lectura para poder obtener una correcta medición de la temperatura de la piel, seguido por un tiempo de acción de control, ya sea de aplicación o cese de calor, como se muestra en la Figura 3.15



ts: tiempo de establecimiento de lectura del sensor.

ta: tiempo de acción de control.

Figura 3.15. Distribución de tiempos en el control del sistema.

El tiempo de acción de control dependerá del tipo de acción de control que se implemente. Puesto que en el tiempo de establecimiento de lectura del sensor se fuerza el apagado del actuador y la temperatura decae aproximadamente solo 1°C, se aprovechará todo el tiempo de acción para realizar una sola acción según la siguiente lógica: aplicar calor en caso que la temperatura medida sea inferior a la temperatura deseada, o mantener apagado el actuador en caso que la temperatura medida ya no sea menor a la temperatura deseada. Será así una acción del tipo encendido-apagado (on-off).

Para nuestro tipo de control elegido, donde la lectura de la temperatura no se puede realizar al mismo tiempo que la acción de control y deba esperarse un tiempo de establecimiento de lectura, se deberán evitar los sobre-calentamientos excesivos (como valor de sobre-calentamiento tolerable de referencia: 1 a 2 °C) que pueden suceder si el tiempo de acción de encendido es muy prolongado, así como también asegurar que dure el suficiente tiempo para lograr elevar la temperatura de la piel a la temperatura deseada. Para esto se realizaron ensayos de aplicación a una distancia aproximada de 20 cm entre el actuador y la piel, usando la distribución de tiempos de la Figura 3.11.2 y una acción de control de siempre encendido, en la que a diferentes ensayos se variaba el tiempo de acción de control con el fin de lograr los requerimientos que se han mencionado. De este modo se pudo establecer que la

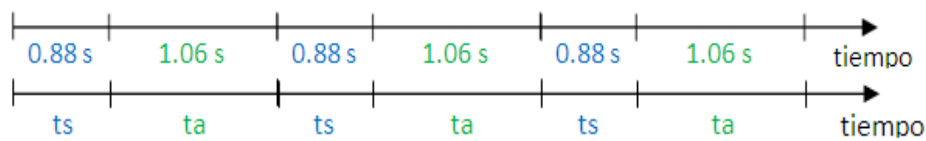


proporción del tiempo necesario y suficiente para alcanzar temperaturas alrededor de 45°C-50°C respecto al tiempo de establecimiento de lectura es a la razón de 55%/45% (tiempo de encendido: 1.06 segundos, tiempo de establecimiento de lectura del sensor: 0.88 segundos).

Con estos datos referenciales obtenidos se establece entonces un funcionamiento de control concreto.

### 3.9.2. Funcionamiento del programa de control

Resumiendo del apartado anterior, el funcionamiento referencial elegido del control de nuestro sistema será el siguiente:



ts: tiempo de establecimiento de lectura del sensor.

ta: tiempo de acción de control.

Figura 3.16. Distribución de tiempos del sistema de control elegido.

- [inicio]: apagar el actuador.
- Esperar que transcurra el tiempo de establecimiento de lectura del sensor (0.88 segundos).
- Realizar la lectura de temperatura de la piel (comunicación con el sensor).
- Comparar la temperatura medida y la temperatura deseada.
- Según la comparación, se encenderá el actuador si la temperatura medida es una temperatura menor a la temperatura deseada, o se apagará el actuador si la temperatura medida es igual o mayor a la temperatura deseada.
- Mantener el estado anterior de control hasta que transcurra el tiempo de acción de control óptimo (1.06 segundos).
- Volver a [inicio] y repetir.
- Además este control debe realizarse durante un tiempo de aplicación deseado, por lo que se verificará lo siguiente:
  - Al momento de la primera lectura de temperatura de la piel que sea igual o mayor a la temperatura deseada, se iniciará un timer (reloj) de tratamiento.
  - Una vez transcurrido el tiempo de tratamiento escogido previamente, se apagará el actuador y acabará el proceso de control. [fin]



### 3.9.3. Diagrama de flujo y esquema del sistema de control

A continuación se muestra el diagrama de flujo en la figura 3.17, implementado en lenguaje assembler en el ATMEGA8, el cual se adjunta como anexo a esta tesis.

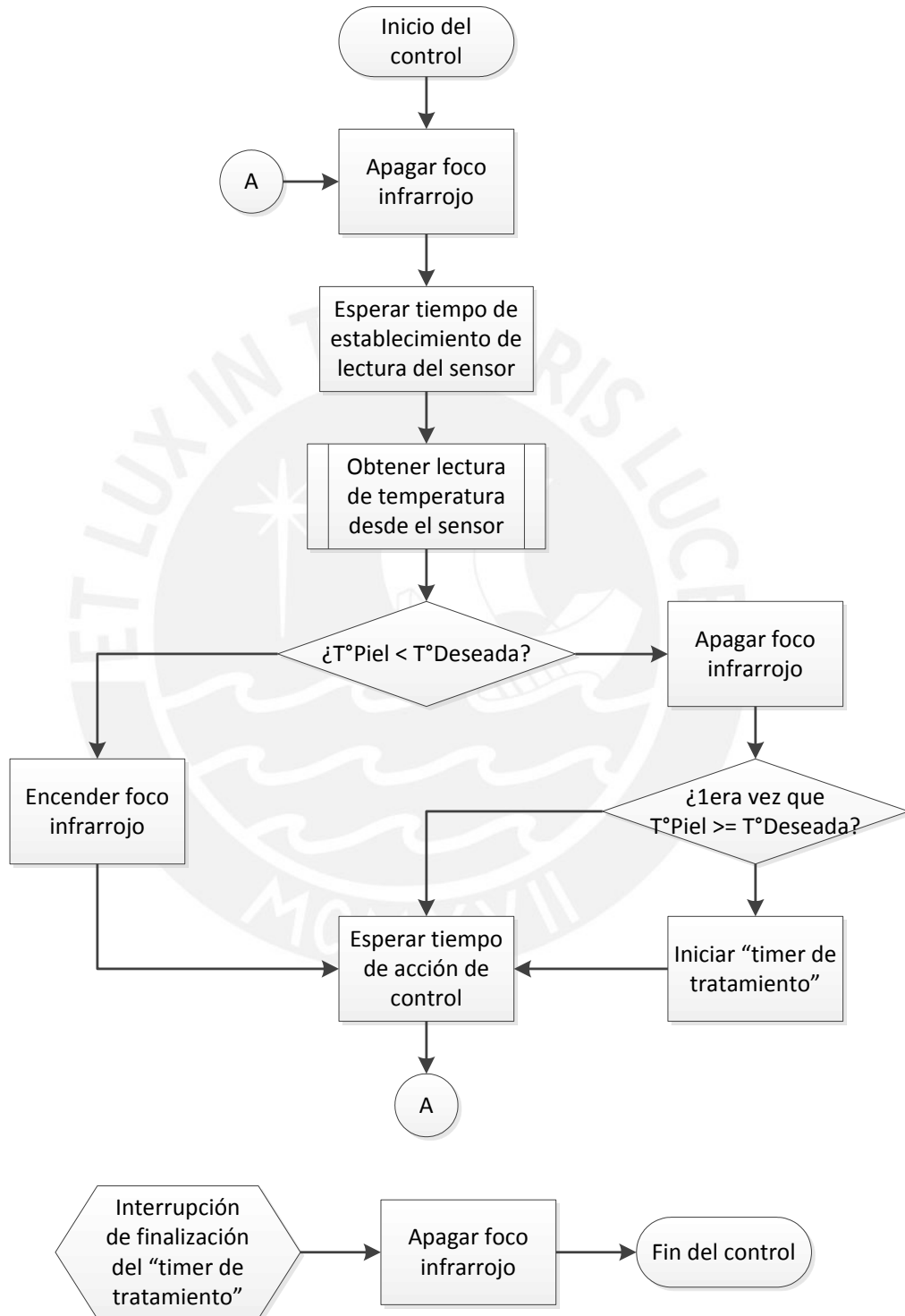


Figura 3.17. Diagrama de flujo del sistema de control

### 3.10. Lógica de la interfaz de usuario

La interfaz de usuario consta de una pantalla LCD y 3 botones de selección (“+”: más; ”-“: menos; ”O”:opciones). A través de la interfaz se guiará al usuario para obtener los parámetros de temperatura y tiempos deseados para la aplicación de la terapia térmica. De esta manera se planteó mostrar los siguientes mensajes:

1. **Terapia Térmica:** mensaje de bienvenida
2. **Presione botón de opciones:** debe presionarse botón “O”
3. **Temperatura Deseada: XX.X °C <continúe con O>:** la temperatura XX.X °C será seleccionable con los botones “+” o “-“ a partir de una temperatura predefinida. Se continuará presionando “O”.
4. **Tiempo de terapia: XX seg. <continúe con O>:** el tiempo de terapia se elegirá a 30, 60 ó 90 segundos (como han mostrado ser tiempos de selección usados en investigaciones con resultados exitosos) con los botones “+” o “-“. Se continuará presionando “O”.
5. **¿reconfigurar? “- :no” “+ :si”:** De presionarse “-“ se volverá al mensaje 3. De presionarse “+” se iniciará el tratamiento.
6. **T° sensor: YY.Y°C, T° deseada: XX.X°C, tiempo de tratamiento: ZZ:** se mostrará continuamente las medidas de temperatura del sensor, la temperatura deseada, y el tiempo de tratamiento restante. Al terminar el tratamiento se volverá a mostrar el mensaje 1.

Esta lógica fue implementada en el programa principal en el microcontrolador ATMEGA8 en lenguaje assembler, el cual se adjunta como anexo a esta tesis.

## 4. Simulaciones, pruebas y resultados

### 4.1. Sensor

Se realizaron simulaciones previas en el programa VMLab de la etapa de comunicación con el sensor de temperatura, para comprobar el correcto envío de datos por protocolo TWI y su interpretación hacia la pantalla LCD en formato de grados Celsius, como se muestra en la figura 4.1, donde se ve en la imagen tipo osciloscopio en la señal PC4 el burst (ráfaga) de lectura de datos del pin SDA (Data) hacia el sensor.

Se simuló un valor de memoria (0xC1C0) que el programa recibe, como se ve en la misma figura en la ventana Control Panel - I2C Monitor. Luego este valor es convertido según las especificaciones dadas por el sensor para obtener el valor de temperatura en grados Celsius, y luego mediante otro algoritmo ya de interfaz del LCD se muestra al usuario como se ve en la ventana Control Panel - LCD

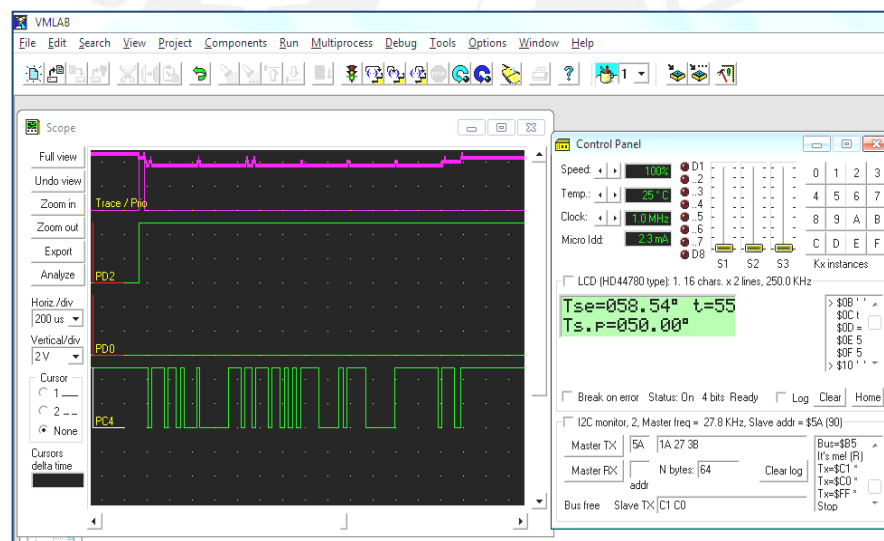


Figura 4.1. Simulación de comunicación TWI con el sensor de temperatura.

Se realizaron medidas en osciloscopio del equipo ya implementado para corroborar que la comunicación con el sensor se desarrolle exitosamente, lo cual se muestra en la figura 4.2, en donde se consiguió una ráfaga (burst) de lectura de datos acorde a las simulaciones realizadas.

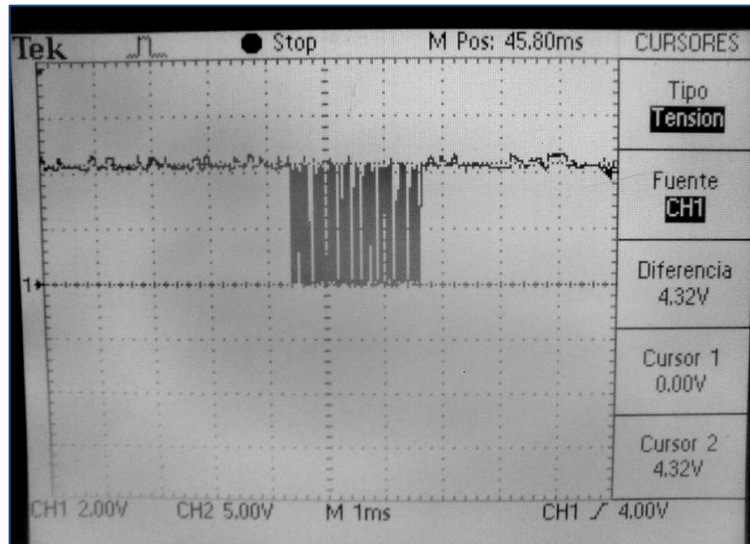


Figura 4.2. Comunicación TWI con el sensor de temperatura

Luego de comprobar el correcto funcionamiento de lectura del sensor de temperatura se realizó una comparación de los valores que se obtenían de nuestro sensor y los valores de un sensor de temperatura FLUKE 80T-IR que funciona bajo del mismo principio de lectura de temperatura por infrarrojos. Se muestra en la Tabla 4.1 una comparación de las mediciones de ambos sensores que se realizaron simultáneamente y apuntando hacia un mismo lugar como lo muestra la figura 4.3.

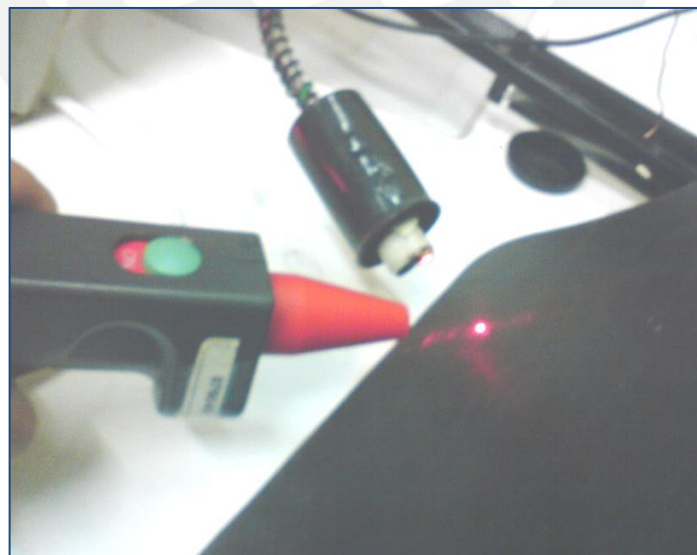


Figura 4.3. Sensor MLX90614-DCI y sensor FLUKE 80T-IR

Tabla 4.1. Comparación de mediciones entre sensores MLX90614-DCI y FLUKE 80T-IR

Tiempo(s)	MLX90614	FLUKE 80T IR
12.88	25.48	26.00
15.32	25.22	26.00
17.69	26.94	26.00
20.32	25.76	26.00
25.29	24.62	26.00
27.62	26.44	26.00
32.52	25.78	26.00
35.05	26.42	26.00
40.17	25.02	26.00
42.60	25.50	26.00
45.08	25.46	26.00
47.50	26.04	26.00
50.10	25.96	26.00
52.63	26.14	26.00
55.03	25.74	26.00
	0.59	desviación estándar
	25.77	Promedio

*Fuente: Elaboración propia*

## 4.2. Alimentación

Se construyó la tarjeta de alimentación de acuerdo al diseño mostrado en el capítulo anterior como se muestra en la figura 4.4. Esta tarjeta de alimentación es la responsable de alimentar al microcontrolador, LCD y sensor.

Para conseguir las salidas de 5V y 3V se utilizaron los reguladores de voltaje LM7805 y LM1117 y para la alimentación de esta tarjeta se utilizó un transformador 9-0-9, el cual fue adaptado con un interruptor y un fusible para la protección del equipo en caso de fallas de sobretensión en la red eléctrica.





Figura 4.4. Tarjeta de alimentación DC con transformador de 220 V a 9-0-9 V

Esta etapa brinda no solamente los voltajes requeridos sino que debe brindar las corrientes necesarias para no obtener un sobredimensionamiento ni tampoco el caso contrario. Al realizar esta prueba se debe verificar si los componentes se sobrecalientan, en especial los reguladores de voltaje. Para su protección se colocaron disipadores de calor. La entrada de esta tarjeta es la salida del transformador 220/9-0-9 VAC.

#### Salida de reguladores de voltaje: LM7805 y LM1117

En la Fig.4.5 y Fig. 4.6 se muestran las imágenes de la realización de las pruebas de voltajes de 5 VDC y 3 VDC respectivamente, utilizando un multímetro FLUKE 175.

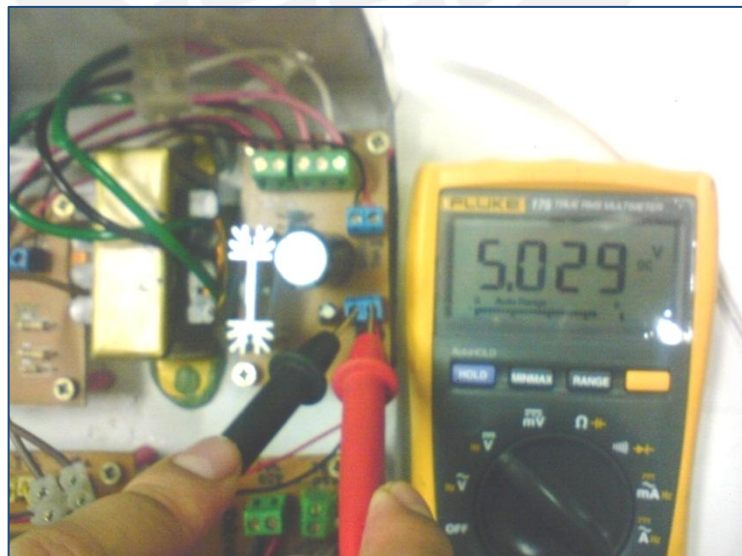


Figura 4.5. Prueba de voltaje 5VDC a la salida del regulador LM7805



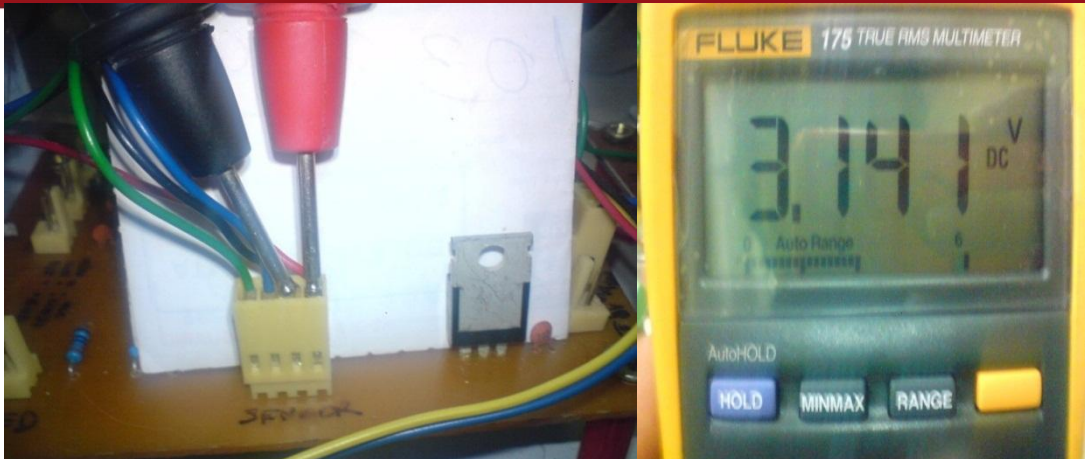


Figura 4.6. Prueba de voltaje 3VDC a la salida del regulador LM1117

Cabe resaltar que el regulador de voltaje LM1117 no se encuentra en la tarjeta de alimentación, se encuentra en la tarjeta principal de control. Esto se diseñó con el fin que el sensor se encuentre lo más próximo a su alimentación para disminuir la caída de voltaje y el acople de ruido eléctrico.

#### Elementos Adicionales

La tarjeta de regulación de voltaje a 5VDC tiene como entrada al lado secundario de un transformador de voltaje que se alimenta con 220VAC. 220VAC es un nivel de voltaje peligroso para las personas y el circuito de ocurrir una conexión incorrecta o un sobrevoltaje de alimentación, por lo que se instalaron además un fusible y un interruptor los cuales se eligieron en base a la corriente máxima que el circuito debe sin daños. Se utiliza además cables termo-retraíbles para sellar y aislar las conexiones.

### 4.3. Excitador de potencia

Se realizó una simulación en esta etapa utilizando el software Proteus Isis ver. 7.6, el cual simula circuitos electrónicos, asimismo se realizaron pruebas de la tarjeta impresa de encendido y apagado del foco Infrarrojo.

#### Simulación

En esta simulación se utilizaron componentes con características similares a las opciones escogidas, ya que la el simulador no cuenta en sus librerías con los componentes elegidos; sin embargo debido al funcionamiento similar de estos componentes, la simulación será

considerada válida referencialmente. Se utilizó el opto-acoplador moc3022 y el triac 88006L5 que tienen características similares de operación al moc3020 y al triac BT136.

En la Figura 4.7 se observa que la entrada de control es un ‘0’ lógico (0V), por lo que el triac no logra ser “disparado” y el foco no se enciende.

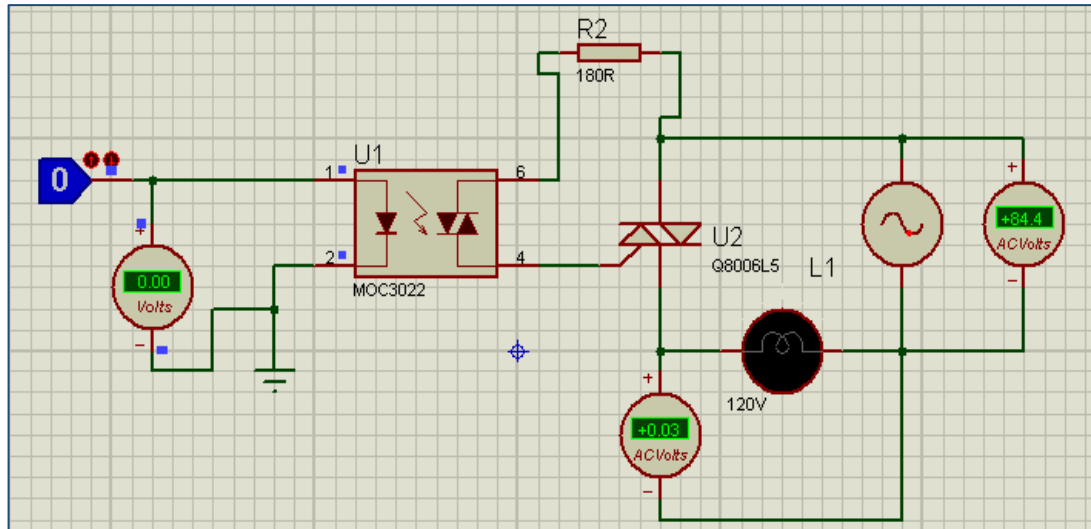


Figura 4.7. Simulación del excitador de potencia a una entrada de bajo nivel.

De igual manera, en la figura 4.8 se observa que la entrada de control es un ‘1’ lógico (5V), lo cual origina una corriente a través del diodo, emitiendo una luz que activa el fototriac, permitiendo a su vez activar el triac Q8806L5, logrando encender el foco.

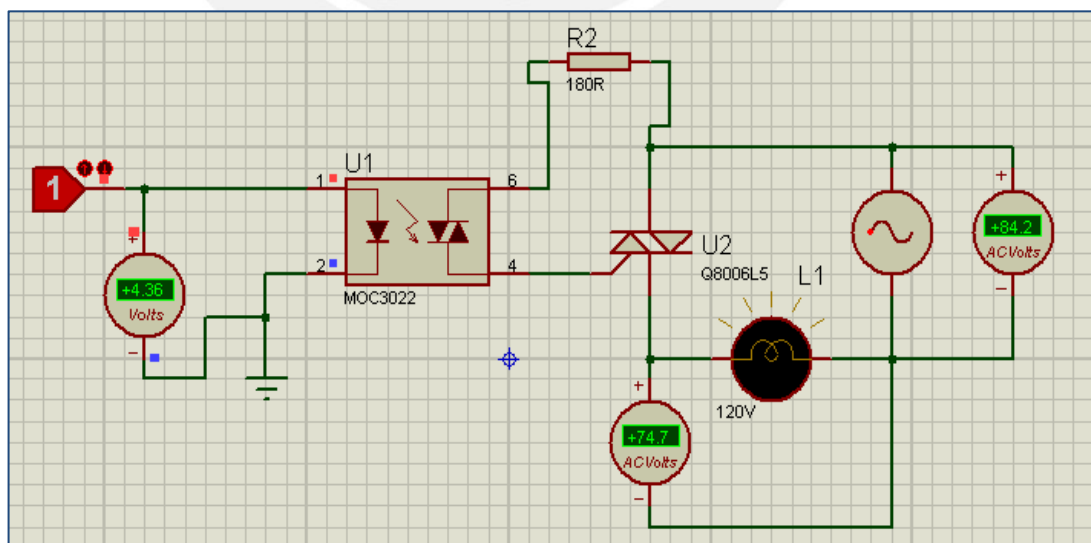


Figura 4.8 Simulación del excitador de potencia a una entrada de alto nivel.

### Prueba de la tarjeta del excitador implementada

Se realizaron pruebas usando la tarjeta impresa de circuito excitador y se controlaron el encendido y apagado del foco infrarrojo tal como en la simulación.

En la figura 4.9 se muestra la tarjeta del excitador de potencia, en la cual se puede apreciar la bornera de la parte izquierda, la cual es la entrada que irá conectada al moc3020, que se encuentra a su costado; también se puede visualizar las borneras del foco (parte superior) y las de la entrada de corriente alterna (bornera derecha). En esta misma figura se colocan las puntas del multímetro FLUKE 175 en la bornera de la entrada del optocoplador, para que se muestren los voltajes que se están obteniendo.



Figura 4.9. Pruebas de voltaje de entrada del excitador de potencia.

Continuando con la prueba, en la figura 4.10 se muestra que la entrada del moc3020 obtiene cero voltios, razón por la cual no se ha disparado el triac BT136, originando que el foco infrarrojo se encuentre apagado, como se puede observar en la misma figura.



Figura 4.10. Lámpara apagada a una entrada de bajo nivel al excitador de potencia.

Similarmente en la figura 4.11 se muestra que la entrada del moc3020 tiene aproximadamente 5 voltios, razón por la cual se ha disparado el triac BT136, originando que el foco infrarrojo se encienda, como se puede observar en la misma figura.

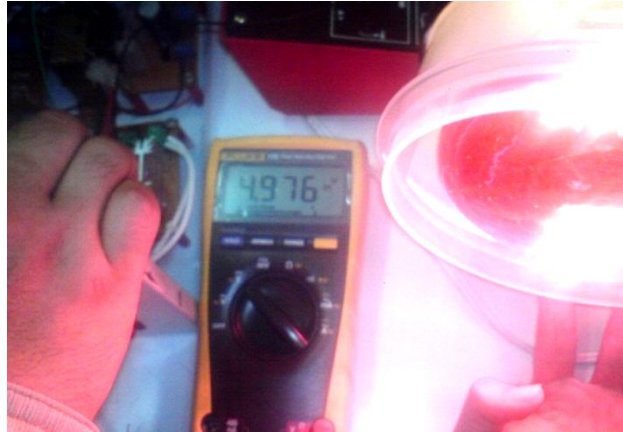


Figura 4.11. Lámpara encendida a una entrada de alto nivel al excitador de potencia.

#### 4.4. Chasis

Para el módulo de control, botones de selección y visualización de la pantalla LCD se escogió un chasis genérico tipo caja metálica, con cable de alimentación, fusible y switch de encendido/apagado.

Para la lámpara se escogió un parante articulable de escritorio, al que se le agregó un brazo metálico flexible a cuyo extremo se colocó el sensor de temperatura y un diodo láser para mostrar hacia qué punto apunta el sensor, como se muestra en las figuras 4.12 y 4.13.

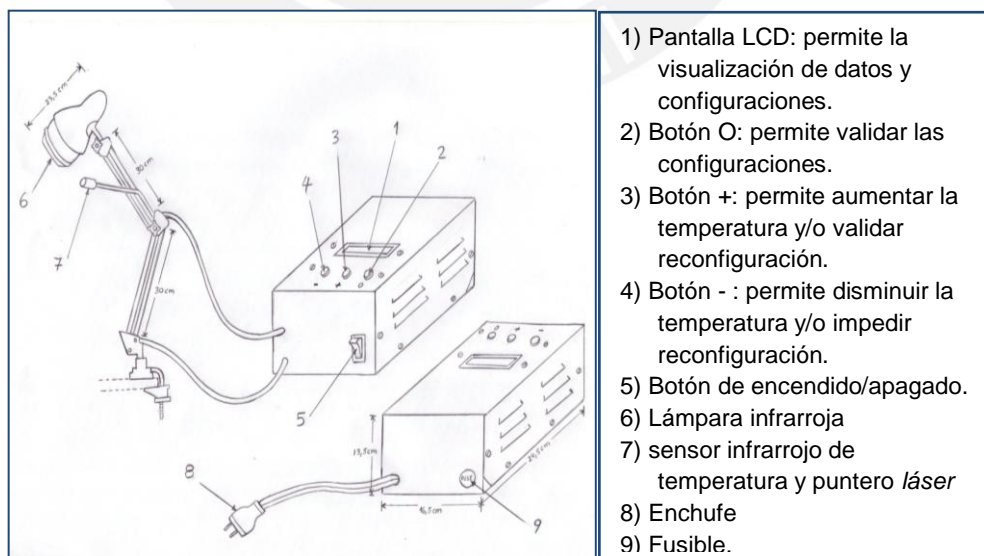


Figura 4.12. Esquema del chasis y descripción.





Figura 4.13. Chasis implementado del equipo. Izquierda: módulo de mando. Derecha: lámpara infrarroja y sensor de temperatura en un parante articulable.

#### 4.5. Interfaz de usuario

Como se definió en el capítulo anterior, la interfaz de usuario consta de una pantalla LCD y 3 botones de selección (“+”: más; “-“: menos; ”O“:opciones). A través de la interfaz se guiará al usuario para obtener los parámetros de temperatura y tiempos deseados para la aplicación de la terapia térmica. De esta manera se planteó mostrar los siguientes mensajes:

1. **Terapia Térmica:** mensaje de bienvenida
2. **Presione botón de opciones:** debe presionarse botón “O”
3. **Temperatura Deseada: XX.X °C <continúe con O>:** la temperatura XX.X °C será seleccionable con los botones “+” o “-“ a partir de una temperatura predefinida. Se continuará presionando “O”.
4. **Tiempo de terapia: XX seg. <continúe con O>:** el tiempo de terapia se elegirá a 30, 60 ó 90 segundos (como han mostrado ser tiempos de selección usados en investigaciones con resultados exitosos) con los botones “+” o “-“. Se continuará presionando “O”.
5. **¿reconfigurar? “- :no” “+ :si”:** De presionarse “-“ se volverá al mensaje 3. De presionarse “+” se iniciará el tratamiento.
6. **T° sensor: YY.Y°C, T° deseada: XX.X°C, tiempo de tratamiento: ZZ:** se mostrará continuamente las medidas de temperatura del sensor, la temperatura deseada, y el tiempo de tratamiento restante. Al terminar el tratamiento se volverá a mostrar el mensaje 1.

De esta manera se incluyó en el programa del microcontrolador la etapa de configuración de la pantalla LCD y los botones de selección. La simulación de esta secuencia de mensaje se realizó primeramente en VMLab como se muestra en la figura 4.14.

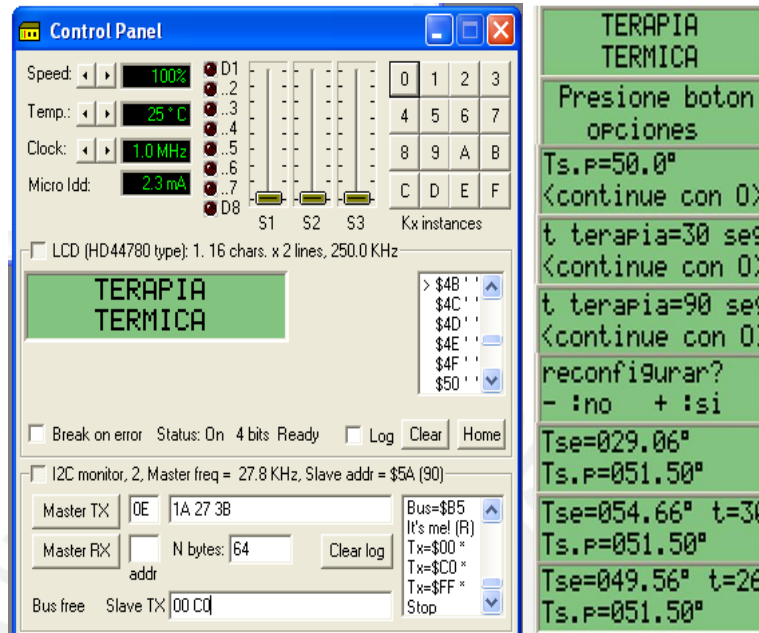


Figura 4.14. Pruebas de mensajes mostrados en la pantalla LCD al usuario.

Luego con el equipo ya implementado pudo realizarse la prueba real como muestra la figura 4.15, tal como se esperaba de la simulación.

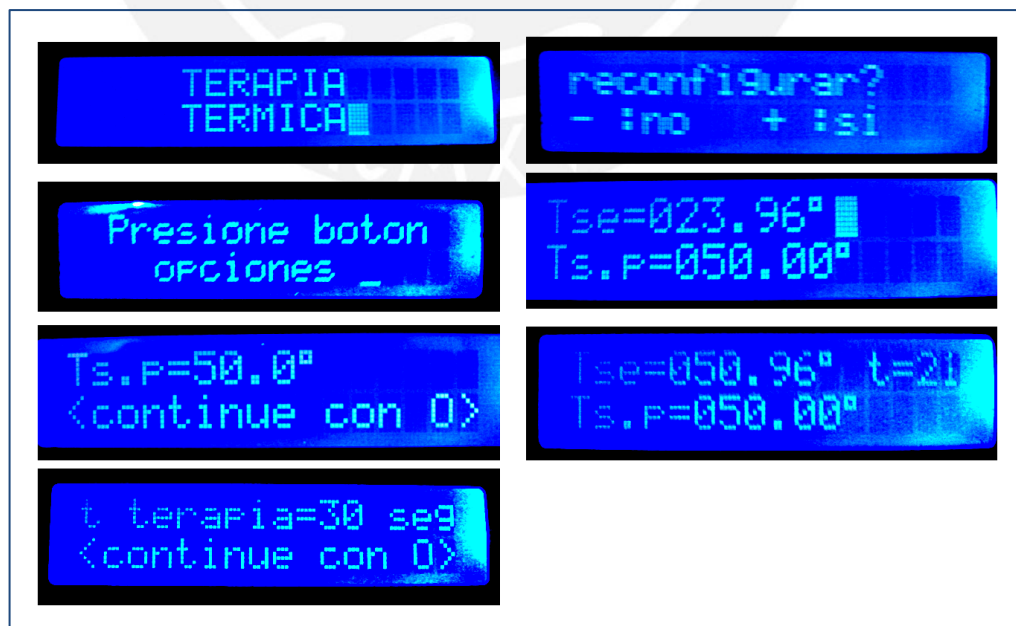


Figura 4.15. Pruebas de mensajes mostrados en la pantalla LCD al usuario.



#### 4.6. Pruebas del equipo implementado

Se realizaron ensayos del tratamiento con el equipo totalmente integrado, teniendo las siguientes consideraciones:

- Por motivos de seguridad y repetitividad uniforme de los ensayos, se sustituyó el usar la piel de un sujeto de prueba por un objeto que sea similar termodinámicamente a la piel, en este caso se usó una billetera de cuero.
- Se realizaron ensayos a distintas distancias entre la lámpara y la zona tratada, con el fin de obtener un tratamiento con el menor sobrecalentamiento y error promedio a la temperatura deseada, y cuidando que el campo de visión del sensor no exceda el área de la zona que se trató, por lo que no pudo realizarse ensayos a mayores distancias de 35 cm sin que involucraran el calentamiento del sensor al encontrarse entre la lámpara y el objeto. (La relación del diámetro del campo de visión del sensor con su distancia hacia el objeto que percibe es de 1:10)
- Se asumió que el realizar los ensayos a una sola temperatura deseada, mostraría un comportamiento similar a configurar otras temperaturas deseadas pues la diferencia máxima sería de sólo 4°C, por lo que se realizaron los ensayos a una sola temperatura deseada, 50°C.

##### Procedimiento general:

- Se encendió el equipo y se siguieron las instrucciones mostradas al usuario en la pantalla:
  - elección de la temperatura deseada
  - elección del tiempo de tratamiento
- Al aparecer la pantalla que pregunta si se desea reconfigurar los valores anteriores, se colocó el objeto de cuero, la lámpara y el sensor de temperatura a sus posiciones esperadas, y se intentó mantenerlas en ellas todo el tiempo del tratamiento para evitar discontinuidades en la toma de datos de la temperatura y tiempo.

El registro de las temperaturas y tiempos se realizaron por grabación en videos y fueron trasladados a tablas y gráficos de Temperatura vs. Tiempo para su análisis dinámico.

Se obtuvieron 5 ensayos en que se lograron respetar las consideraciones definidas anteriormente, de forma continua o por tramos significantes. Se obtuvieron así las siguientes gráficas de Temperatura vs Tiempo, en ensayos a diferentes distancias (D) entre la lámpara y el objeto.

Ensayo 1: D = 20 cm

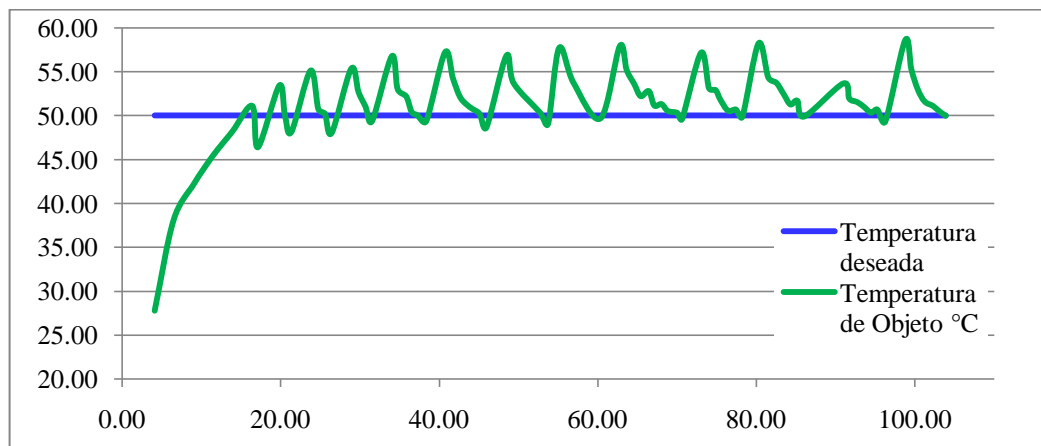


Figura 4.16: Ensayo 1, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)

Ensayo 2: D = 25 cm

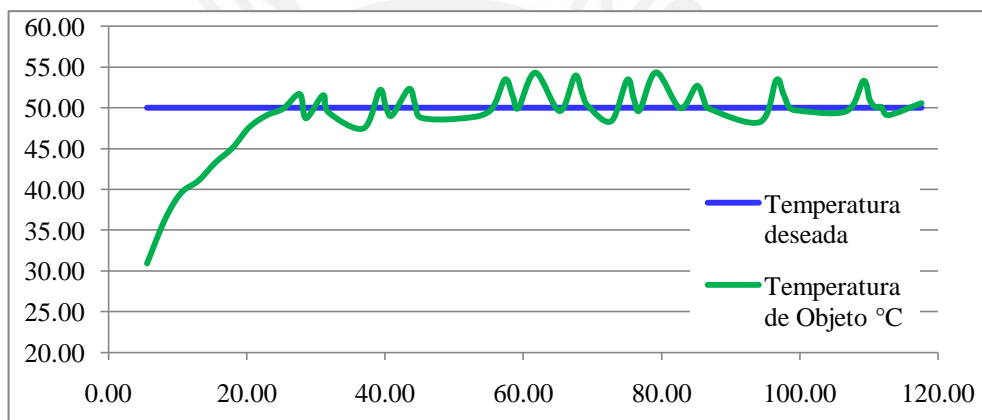


Figura 4.17. Ensayo 2, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)

Ensayo 3: D= 30 cm

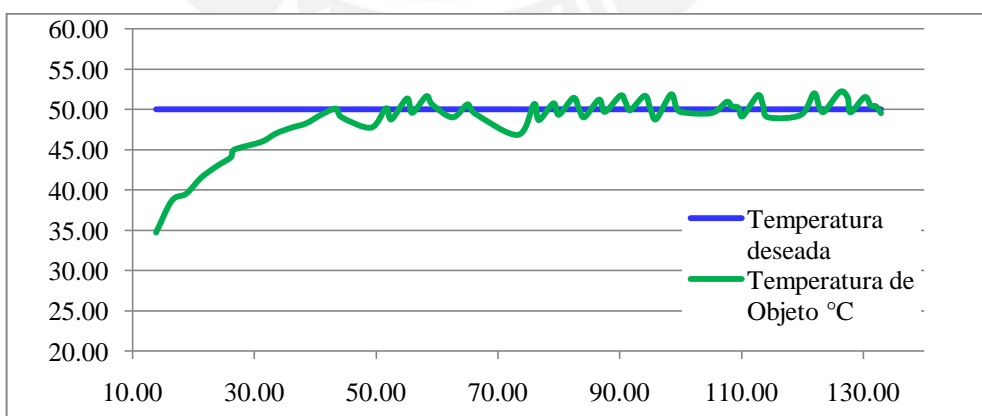


Figura 4.18: Ensayo 3, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)

Ensayo 4: D= 35 cm

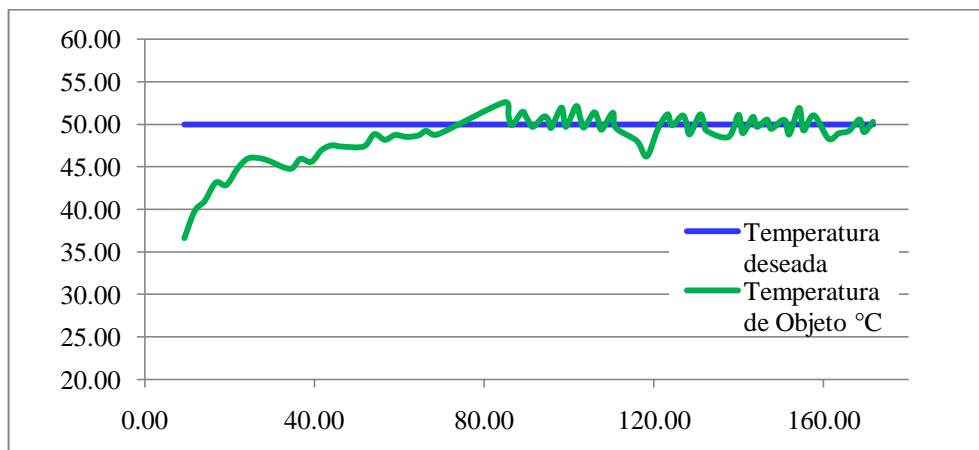


Figura 4.19: Ensayo 4, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)

Ensayo 5: D= 35 cm

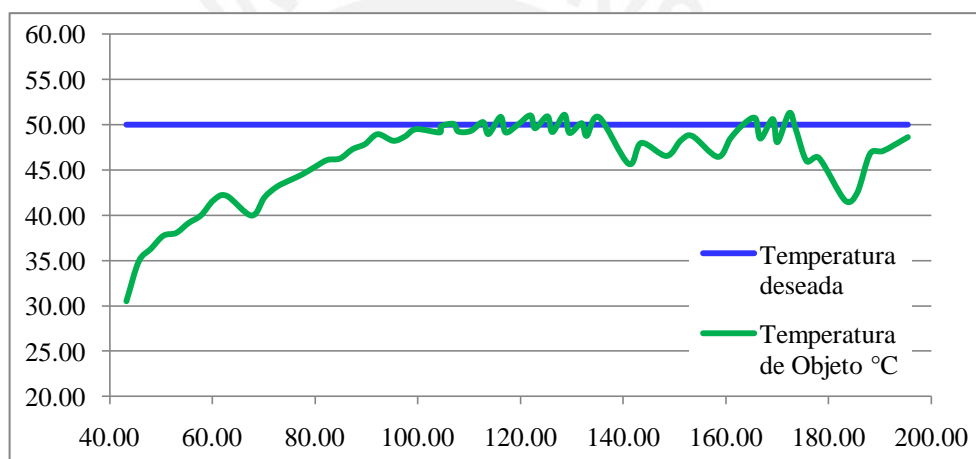


Figura 4.20: Ensayo 5, temperatura (eje vertical) vs. Tiempo (eje horizontal)

#### 4.7. Análisis de los resultados

El primer parámetro importante a evaluar en los ensayos es el error entre la temperatura medida en el objeto y la temperatura deseada. Para ello se realizó previamente un cálculo del promedio de la temperatura del objeto a partir del instante de inicio del “*tiempo de tratamiento*”, que es a partir de la primera medida de temperatura de objeto mayor a 50°C.

Dado que el tiempo entre medidas del sensor es menor cuando el control se encuentra en estado “apagado” que en “encendido” ya que no existe un tiempo de encendido de la lámpara entre cada medición, el promedio de la temperatura se realiza por la sumatoria de áreas bajo la curva de la temperatura en el rango del “*tiempo de tratamiento*” dividido entre éste mismo tiempo.

Además este cálculo de la temperatura de objeto promedio se realizó tomando en cuenta sólo el tramo sin perturbaciones, causadas por haber movido el sensor (error humano).

El error promedio es mostrado así como la diferencia entre el valor de temperatura deseado y el valor promedio de temperatura de objeto.

Se realizó asimismo un promedio de las temperaturas de sobre-calentamiento (mayores a 50°C) y un promedio de las temperaturas de sobre-enfriamiento (menores a 50°C), también incluidos solamente en el “*tiempo de tratamiento*”.

Se muestran estos resultados para todos los ensayos en la tabla 4.2.

Tabla 4.2. Análisis de temperatura de los ensayos de funcionamiento.

Ensayo (D)	Temperatura deseada	Temperatura de objeto promedio	Sobre-calentamiento promedio	Sobre-enfriamiento promedio	Error promedio
1 (20 cm)	50 °C	52.2 °C	52.8 °C	49.0 °C	-2.2 °C
2 (25 cm)	50 °C	50.5 °C	51.8 °C	49.3 °C	-0.5 °C
3 (30 cm)	50 °C	50.2 °C	51.0 °C	49.2 °C	-0.2 °C
4 (35 cm)	50 °C	49.8 °C	50.8 °C	49.1 °C	0.2 °C
5 (35 cm)	50 °C	49.9 °C	50.7 °C	49.2 °C	0.1 °C

Fuente: elaboración propia a partir de la documentación por videos de los ensayos

De esta manera se puede afirmar para los ensayos realizados que para los tiempos de control elegidos, la distancia óptima entre la lámpara y la zona aplicada para obtener temperaturas de objeto es de 30 a 35 cm, ya que el error promedio con la temperatura deseada será prácticamente 0.1°C. Además los sobre-calentamientos y sobre-enfriamientos promedios varían solamente de 0.3 a 1 °C en cada oscilación de encendido-apagado (cada 2 segundos aproximadamente) por lo que comparado al “*tiempo de tratamiento*” total (de 30 a 90 segundos) se puede decir que se mantiene una temperatura de aplicación constante.

#### 4.8. Presupuesto

Equipo	Características	Precio (S/.)
Actuador	Foco INFRARED-E27-250W	40
sensor	MLX90614DCI	86
Pantalla LCD	DCM16207	20
Entrada de datos	Botones pulsadores	10
Microcontrolador	Atmega8L	12
Componentes electrónicos	Resistencias, Condensadores, Reguladores, Triacs, Optocopladores, Comparadores, entre otros.	60
Tarjetas impresas	Impresión y soldado de las tarjetas	30
Conexiones	Cables, conectores, borneras, entre otros	20
Chasis	Material metálico, tanto para el módulo de control, como para la lámpara	45
Software	VMLab (freeware)	0
	<b>TOTAL</b>	<b>S/. 323</b>

- Investigación y desarrollo:

Costo e investigación mensual: S/.1,000

Tiempo de investigación y desarrollo: 10 meses.

Investigadores:2.

Costo total por investigación y desarrollo: S/.20,000

## Conclusiones

---

1. El equipo implementado realiza una terapia térmica efectiva y configurable en tiempo y temperatura.
2. El rango de temperaturas de elección implementado se encuentra en el rango de las investigaciones con resultados efectivos demostrados de 50°C a 54 °C.
3. La temperatura de aplicación es prácticamente constante respecto a todo el tiempo del tratamiento desde que se alcanza el valor de temperatura deseado.
4. Se consiguieron valores de elección del tiempo de tratamiento según investigaciones con resultados efectivos de 30, 60 y 90 segundos.
5. El equipo sirvió para el análisis de temperatura y tiempo durante toda la aplicación del tratamiento térmico.
6. El equipo implementado es fácilmente transportable, con una interfaz de usuario sencilla de interpretar e interactuar.
7. El equipo implementado sirve para futuros ensayos de análisis y optimización de la terapia térmica por infrarrojos para tratar la leishmaniasis cutánea.



## Recomendaciones

---

- El sistema de control y el registro de datos pueden funcionar 20 veces más rápido, disminuyendo el efecto de sobrecalentamientos y sobreenfriamientos y obteniendo una respuesta menos oscilante, de poder adquirir el módulo de configuración de los filtros digitales internos del sensor de temperatura, con los que puede lograrse un tiempo de establecimiento de lectura de hasta 40 ms. El precio del módulo es de US\$230, precio que sería compensado si se implementaran estos equipos en mayor cantidad.
- Si se desea trabajar a menores distancias entre la lámpara y la zona de aplicación, deben realizarse ensayos reprogramando el tiempo de encendido de la lámpara a un valor que resulte en sobrecalentamientos más aceptables. Sin embargo esto implicaría que a mayores distancias de aplicación la temperatura de aplicación puede no alcanzar las temperaturas deseadas de selección más altas.
- Puede utilizarse el equipo en realizar el análisis de comportamiento de la terapia térmica por infrarrojos para poder diseñar otros tipos de control de temperatura más complejos y optimizar el funcionamiento del equipo.
- Se intentó focalizar el área de calentamiento de la lámpara mediante una tapa espejada internamente y con un orificio central de 5 cm de diámetro, sin embargo la temperatura del objeto no lograba alcanzar la temperatura deseada ya que el calor se disipaba más fácilmente a las zonas adyacentes a las que no llegaba el haz de calor de la lámpara. Ya se estaba usando una lámpara de infrarrojos de la máxima potencia adquirible actual en el mercado.

## Bibliografía

---

- [1] MINISTERIO DE SALUD (MINSA)  
2000 “LEISHMANIASIS”. *Módulos Técnicos. Serie Documentos Monográficos N°8*.  
Lima. <<http://www.bio-nica.info/biblioteca/ampuero2000leishmaniasis.pdf>>
- [2] SANCHEZ, Leonardo y otros.  
2004 “Leishmaniasis”. *Dermatología Peruana*. Lima, volumen 14, número 2, pp. 82-98.  
<[http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/dermatologia/v14\\_n2/pdf/a02.pdf](http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/dermatologia/v14_n2/pdf/a02.pdf)>
- [3] URRUTIA, Susana  
2001 “Leishmaniasis Cutánea”. *Piel*. Madrid, volumen 16, número 5, pp.253-257.  
<<http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/21/21v16n05a13013206pdf001.pdf> >
- [4] SAENZ-ANDUAGA, Eliana y CHAVEZ-MANCILLA, Miguel.  
2004 “Leishmaniasis en el Hospital Militar Central: Estudio clínico epidemiológico”.  
*Dermatol.* Lima, volumen 14, numero2, pp.110-120.  
<[http://revistas.concytec.gob.pe/scielo.php?pid=S1028-71752004000200005&script=sci\\_arttext](http://revistas.concytec.gob.pe/scielo.php?pid=S1028-71752004000200005&script=sci_arttext)>
- [5] MISSONI E. y G.MASALA (compiladores)  
1993 “Calor y Leishmaniasis. Una revisión de las implicancias clínicas y biológicas”.  
*Revista Peruana de Epidemiología*. Lima, volumen 6, número 1, pp.27-32.  
<[http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/epidemiologia/v06\\_n1/pdf/a06v6n1.pdf](http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/epidemiologia/v06_n1/pdf/a06v6n1.pdf)>
- [6] REITHINGER, R. y otros  
2004 “Efficacy of Thermotherapy to Treat Cutaneous Leishmaniasis Caused by  
*Leishmania tropica* in Kabul, Afghanistan: A Randomized, Controlled Trial”.  
*Clinical Infectious Diseases*. 40(8), pp. 1148-1155.
- [7] ARONSON, Naomi y otros  
2010 “A Randomized Controlled Trial of Local Heat Therapy Versus Intravenous Sodium  
Stibogluconate for the Treatment of Cutaneous Leishmania major Infection”. *PLoS  
Neglected Tropical Diseases*. Volumen 4, número 3, pp. 1-8.  
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2834752/>>
- [8] MIODUSKI, Paul, Roger COVER y Jerry ROSATO  
2009 “Thermosurgery Technologies Inc.”. U.S. Patent 2009/0118802 A1  
<[www.google.com/patents/US20090118802](http://www.google.com/patents/US20090118802)>

## [9] TECHNOLOGY ASSESSMENT PROGRAM

2008 “Thermosurgery in Dermatology”. Boston. Consulta: 15 de septiembre del 2011.  
< <http://www.va.gov/VATAP/docs/ThermosurgeryDermatology2008tagm.pdf> >

## [10] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS)

2007 “Control de la Leishmaniasis”. Informe de la Secretaría A60/10. 60° Asamblea Mundial de la Salud. Punto 12.3 del orden del día provisional.  
<[http://apps.who.int/gb/ebwha/pdf\\_files/WHA60/A60\\_10-sp.pdf](http://apps.who.int/gb/ebwha/pdf_files/WHA60/A60_10-sp.pdf)>

## [11] BERMAN JD. y FA. NEVA

1981 “Effect of temperature on multiplication of *Leishmania amastigotes* within human monocyte-derived macrophages in vitro”. *The American Journal of Tropical Medicine and Hygiene*. 30(2), pp. 318-321. PubMed PMID: 7235124.

## [12] VALENCIA, Braulio

2011 *Termoterapia contra Leishmaniasis cutánea*. Entrevista de abril del 2010 al Dr. Valencia del Instituto de Medicina Tropical "Alexander Von Humboldt" - UPCH.

## [13] ARAM, H. y V. LEIBOVICI

1987 “Ultrasound-induced hyperthermia in the treatment of cutaneous leishmaniasis”. *Cutis*. 40, pp. 350-353.

## [14] BABAJEV, K.B., O.G. BABAJEV y V.I. KOREPANOV

1991 “Treatment of cutaneous leishmaniasis using a carbon dioxide laser”. *Bull World Health Organ*. Vol. 69, pp. 103-106.

## [15] JUNAID AJN.

1986 “Treatment of cutaneous leishmaniasis with infrared heat”. *International Journal of Dermatology*. Vol. 25, pp. 470-472.

## [16] GÜÉMEZ Julius

2003 *Líquidos subenfriados y disoluciones sobresaturadas*. Material de enseñanza. Santander: Universidad de Cantabria, Departamento de Física Aplicada.  
<<http://www.loreto.unican.es/IFEWeb/09DisolucionSobresat.pdf>>

## [17] INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDAD E HIGIENE EN EL TRABAJO

s/a *NTP 400: Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano*. Madrid.  
<[http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FichasTecnicas/NTP/Ficheros/301a400/ntp\\_400.pdf](http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FichasTecnicas/NTP/Ficheros/301a400/ntp_400.pdf)>

- [18] RONZIO, Oscar  
2008 *RADIOFRECUENCIA HOY*, Revisión narrativa.  
<[http://www.patriciafroes.com.br/gestao/img/publicacoes/radiofrecuencia\\_hoy.pdf](http://www.patriciafroes.com.br/gestao/img/publicacoes/radiofrecuencia_hoy.pdf)>
- [19] THERMOSURGERY TECHNOLOGIES, INC.  
2011 *New technology for the treatment of diseased tissue: Cutaneous Leishmaniasis*.  
<<http://www.thermosurgery.com/conditions/cl.htm>>
- [20] MORA, Leonardo y Santiago ALMENARES  
s/a *Ultrasonido*.  
<<http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/ultrasonido.pdf>>
- [21] SPECTRAL I.T.  
2010 *CO<sub>2</sub> Sealed-Off Lasers*  
<[http://www.spectral.it/co2\\_laser.html](http://www.spectral.it/co2_laser.html)>
- [22] MENCÍA, Carmen  
2009 *Riesgos y normas de Seguridad en la Utilización del Láser de CO<sub>2</sub>*. En: Asociación Española de Enfermería y Otorrinolaringología.  
<<http://aeeorl.zxq.net/colaboraciones/colab4.htm>>
- [23] HERNÁNDEZ, Solangel  
s/a *Medicina de Rehabilitación: Radiaciones Infrarrojas y Ultravioletas*.  
<<http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion/temas.php?idv=916>>
- [24] SERVICIO ANDALUZ DE SALUD (SAS)  
2010 *En la sala de fisioterapia: lámpara de infrarrojos*. En: Fisioterapeutas Servicio Andaluz de Salud. Temario (SAS) Vol. III. Editorial CEP.  
<<http://tufisio.net/en-la-sala-de-fisioterapia-lampara-de-infrarrojos.html>>
- [25] INCROPERA, Frank y David DEWITT  
1999 *Fundamentos de transferencia de calor*. Cuarta edición. México: Prentice Hall.
- [26] OGATA, Katsuhiko  
2003 *Ingeniería de Control Moderna*. Cuarta edición. Madrid: Pearson Educación, S.A.