

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA  
UNIVERSIDAD  
CATÓLICA  
DEL PERÚ

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE EQUIPO REGENERADOR DE  
TEJIDOS BLANDOS BASADO EN DIODOS EMISORES DE LUZ Y  
LÁSER DIODO

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presentan los bachilleres:

Herbert Ludwig Romero Román  
Susan Leslie Manrique Solorzano

ASESOR: Mg. Luis Alberto Vilcahuamán Cajacuri

Lima, diciembre del 2012

## RESUMEN

El objetivo del presente estudio es diseñar e implementar un equipo regenerador de tejidos blandos basado en diodos emisores de luz y diodo láser, con potencia luminosa regulable entre 5-100mW, en pasos de 5mW; con frecuencia de pulsación del haz de luz, generado por una onda cuadrada simétrica, variable entre 1-100Hz, en pasos de 1Hz; y tiempo de aplicación entre 1 y 15 minutos, con pasos de 1min; de esta de manera se puede controlar la energía luminosa total emitida por los diodos emisores de luz o diodo láser que contribuya en la investigación de una posible solución a la necesidad de acelerar el proceso regenerativo de los tejidos blandos. En la presente tesis se usará una longitud de onda entre 630 – 660nm, luz roja, debido a que en este rango de longitudes de onda se ha demostrado científicamente que se acelera el proceso de regeneración de las células. Se abarcan temas específicos como conocimientos teóricos y prácticos acerca del fundamento clínico de la regeneración celular.

Para la implementación del equipo se hizo uso de un microcontrolador, que permitió controlar la energía luminosa emitida por los diodos emisores de luz y el láser diodo hacia los tejidos blandos, controlando la potencia, la frecuencia y el tiempo del tratamiento, además de ayudarnos a implementar un equipo interactivo con el usuario que permita su fácil uso, con una pantalla LCD y un teclado matricial.

Se implementó el equipo siguiendo algunas consideraciones teóricas de la norma de seguridad eléctrica para equipos médicos, IEC60601 y la norma IEC 601-2-22, para equipos médicos eléctricos con requerimientos particulares para la seguridad del diagnóstico y terapia de equipos con láser. Se realizaron pruebas eléctricas y se verificó que el margen de error de 10% permitido por la norma no fuese superado. Las pruebas se realizaron a la corriente entregada para la potencia luminosa deseada, frecuencia y tiempo. Los resultados en potencia luminosa fueron: un error mínimo de 0.15% y máximo de 2.744% para los diodos emisores de luz, y un error mínimo de 2.338% y máximo de 8.371% para el diodo láser. Los resultados en frecuencia fueron: un error mínimo de 0.417% y máximo de 0.625%. Por último, el resultado en tiempo fue de un error del 0.01%. Se verifica que se cumplen las normas básicas para la implementación del equipo. Además se observa que el equipo deberá pasar muchas más pruebas para ser comercializado, ya que requiere experimentación clínica lo cual no es parte de esta tesis. Finalmente se realizó una tabulación del costo del proyecto.

**Índice**

<b>Resumen</b>	1
Tema de tesis	2
Justificación de tema doble	4
Índice	5
<b>Introducción</b>	7
<b>Capítulo 1: <u>Problemática y justificación</u></b>	
1.1. <b>Problemática y justificación del uso del diodo emisor de luz y láser diodo</b>	9
1.2. Estado del arte	12
1.2.1. Presentación del asunto de estudio	12
1.2.2. Estado de la investigación	13
1.2.3. Síntesis sobre el asunto de estudio	16
1.3. Objetivos e hipótesis	17
1.3.1. Objetivo general	17
1.3.2. Objetivos específicos	17
1.3.3. Hipótesis	17
<b>Capítulo 2: <u>Fundamento teórico y clínico</u></b>	
2.1. Terapias de regeneración de tejidos blandos	18
2.2. Fundamento clínico y biológico	20
2.2.1. Fisiología y estimulación de las terapias con luz	20
2.2.2. Tejidos blandos y la absorción de la luz	23
2.2.3. Definición de tejido blando	27
2.2.4. La piel y su comportamiento con la luz	27
2.2.5. La fototerapia y sus aplicaciones clínicas en diabetes mellitus	28
2.3. Dispositivos electrónicos usados en las terapias con luz	30
2.3.1. Fundamentos y características del diodo emisor de luz LED	30
2.3.2. Fundamentos y características del diodo láser	31
2.4. Criterios de seguridad y normas en el uso de luz	32
2.4.1. Principales riesgos en el uso de sistemas láser	33
2.4.2. Clasificación de los sistemas láser con base en criterios de seguridad	34

**Capítulo 3: Diseño**

3.1.	Programación del microcontrolador	36
3.1.1.	Selección del microcontrolador	37
3.1.2.	Programa principal del microcontrolador	39
3.1.3.	Configuración de temporizador	41
3.1.4.	Subrutinas	45
3.2.	Circuito de potencia de la matriz de diodos emisor de luz	45
3.2.1.	Selección del diodo emisor de luz	50
3.2.2.	Configuración de control de potencia en diodo emisor de luz y láser	53
3.3.	Circuito del microcontrolador y sus periféricos	55
3.3.1.	Módulo de programación y control	56
3.3.2.	Sistemas de interfaz de usuario	56
3.3.3.	Selección del conversor de señales digitales a analógicas	56
3.4.	Circuito de potencia del láser diodo	58
3.4.1.	Selección del diodo láser	58
3.5.	Fuente de alimentación eléctrica del equipo	62

**Capítulo 4: Implementación y resultados**

4.1.	Implementación del equipo regenerador	63
4.1.1.	Pruebas de la fuente de alimentación eléctrica	63
4.1.2.	Pruebas del módulo de programación y control	65
4.1.3.	Pruebas al conversor de señales digitales a analógicas	71
4.1.4.	Pruebas al circuito de potencia para el o los diodos	72
4.1.5.	Prueba general del sistema	74
4.2.	Normas en equipos médicos y seguridad	75
4.3.	Manual de funcionamiento	82
4.4.	Resultados del equipo regenerador	82
4.5.	Comparación con equipo implementado PUCP	82
4.6.	Costos	84

**Conclusiones** 85

**Observaciones** 87

**Recomendaciones** 88

**Bibliografía** 89

**Anexos** 92

## INTRODUCCIÓN

En el año 2009 se reportó que el 1.7% de las causas de morbilidad registradas en consulta externa fue debido a Dermatitis y Eczema [6], en un estudio realizado por el Ministerio de Salud del Perú.

En el mundo hay más de 220 millones de personas con diabetes y se calcula que en el 2004 fallecieron 3.4 millones de personas como consecuencias del exceso de azúcar en la sangre [7].

Una de las consecuencias frecuentes de la diabetes es la neuropatía de los pies combinada con la reducción del flujo sanguíneo incrementan el riesgo de úlceras de los pies [7] y el prurito, picores en diferentes partes del cuerpo, pues en los diabéticos las heridas no se cierran con facilidad, pudiendo originarse infecciones.

Según la Organización Mundial de la Salud, en el 2000 había 754 mil peruanos diabéticos, y se estimó que para el 2030 serían 1'961,000 [8].

En el año 2000 se reportaron 1836 peruanos muertos a causa de la Diabetes Mellitus, esta enfermedad era la décimo tercera causa de mortalidad en el país [8].

El presente trabajo tiene como finalidad diseñar un equipo médico para acelerar la regeneración de tejidos blandos en el cuerpo humano mediante dispositivos electrónicos como el diodo láser o los diodos emisores de luz, esto se logra mediante el uso de la luz, siendo este un gran estimulante para los tejidos.

En el transcurso del tiempo, se ha descubierto [4] el gran aporte de la luz como fuente de regeneración de tejidos blandos a través de la estimulación de células.

La tesis se encuentra enfocada en la fototerapia, este tipo de tratamiento abarca las terapias por medio de la luz.

En la actualidad existen tres longitudes de luz que se usan para estos tratamientos: el rango de luz infrarroja, luz ultravioleta, y luz roja.

Se usará el rango de luz infrarroja a roja debido a que en este rango de longitudes de onda se ha demostrado científicamente [9] que se acelera el proceso de regeneración de células.

Actualmente se encuentra en el mercado equipos biomédicos que usan este principio de la fototerapia, la regeneración de tejidos, esta es una terapia física [4] alternativa dentro del amplio rango de terapias con agentes externos como la luz, magnetismo o electricidad.

Por otro lado se abarcarán temas específicos para el funcionamiento del equipo a diseñar; como conocimientos teóricos y prácticos los cuales están basados en las definiciones y conocimientos que han alcanzado la ingeniería electrónica y biomédica, los cuales brindan las herramientas para poder implementar este equipo médico. En particular se hará uso de un dispositivo electrónico llamado microcontrolador, el cual permitirá controlar los diodos emisores de luz y los láseres diodos, en frecuencia y en potencia, con lo cual se podrá escoger la radiación entregada a las células encargadas de la regeneración de los tejidos blandos, además de implementar un equipo interactivo con el usuario que permita su fácil uso.

Finalmente como todo equipo médico, este equipo deberá ser cuidadosamente diseñado, ya que el equipo es para uso en seres humanos, el equipo estará en contacto con alguna persona, la cual no tiene que ser perjudicada por la utilización del mismo. Por esta razón, el equipo médico deberá ser diseñado teniendo algunas consideraciones teóricas de la norma de seguridad eléctrica para equipos médicos, IEC60601, así mismo el presente estudio constituirá una fuente importante de información acerca de la aceleración en la regeneración de tejidos blandos y podrá ser utilizado para realizar experimentación clínica en pacientes posteriormente.

## Capítulo 1

# Problemática y justificación

### 1.1. Problemática y justificación del uso del diodo emisor de luz y láser diodo

Se estima que para el año 2030 habrá 366 millones de personas diabéticas, para estas personas una de las principales consecuencias es la infección de heridas y pruritos en todo el cuerpo debido a la lenta cicatrización producto de su enfermedad [8]. Cuando al tejido dañado le toma mucho tiempo cicatrizar, este comienza a infectarse, es por esto que se genera la necesidad de desarrollar una manera de acelerar el proceso de cicatrización.

La presente tesis propone la regeneración de tejidos blandos usando en un sentido amplio las terapias con luz y específicamente los diodos emisores de luz, “LEDs”, y el diodo láser. En un estudio publicado el año 2009 por el Ministerio de Salud del Perú, realizado acerca de las principales causas de morbilidad registradas en consulta externa, se registra entre las principales a la Dermatitis y Eczema, y Trastornos de Otras Glándulas Endocrinas [6], este último incluye a las enfermedades endocrinas, nutricionales y metabólicas, entre estas se encuentra la Diabetes Mellitus (ver figura 1.1).

PRINCIPALES CAUSAS DE MORBILIDAD REGISTRADAS EN CONSULTA EXTERNA PERÚ - AÑO 2009			
ORD	CAUSAS DE MORBILIDAD	TOTAL	
		Nº	%
	<b>TOTAL</b>	<b>33,357,196</b>	<b>100.0</b>
1	Infecciones Agudas de las Vías Respiratorias Superiores (J00 - J06)	7,633,877	22.9
2	Enfermedades de la Cavidad Bucal, de las Glándulas Salivales y de los Maxilares (K00 - K14)	2,836,694	8.5
3	Enfermedades Infecciosas Intestinales (A00 - A09)	1,732,676	5.2
4	Otras Enfermedades del Sistema Urinario (N30 - N39)	1,227,268	3.7
5	Helminuriasis (B65 - B83)	1,185,008	3.6
6	Enfermedades del Esófago, del Estómago y del Duodeno (K20 - K31)	961,174	2.9
7	Trastornos de Otras Glándulas Endocrinas (E20 - E35)	874,146	2.6
8	Enfermedades Crónicas de las Vías Respiratorias Inferiores (J40 - J47)	843,067	2.5
9	Otras Infecciones Agudas de las Vías Respiratorias Inferiores (J20 - J22)	791,957	2.4
10	Dorsopatías (M40 - M54)	789,524	2.4
11	Tuberculosis (A15 - A19)	779,382	2.3
12	Otros Trastornos Maternos Relacionados Principalmente con el Embarazo (O20 - O29)	593,971	1.8
13	Dermatitis y Eczema (L20 - L30)	576,764	1.7
14	Micosis ( B35 - B49)	515,036	1.5
15	Trastornos de la Conjuntiva (H10 - H13)	505,668	1.5
	Síntomas, signos y hallazgos anormales clínicos y de laboratorio, no clasificados en otra parte (R00-R99)	1,596,901	4.8
	Las demás causas 1/	9,914,083	29.7

**Figura 1.1** Principales causas de morbilidad registradas en consulta externa, Perú- año 2009 [6].

Se define regeneración en biología como: reconstrucción que hace un organismo vivo por sí mismo de sus partes perdidas o dañadas [10]. Por lo tanto según este significado la regeneración que se plantea es que el organismo del paciente reconstruya por sí mismo sus lesiones o daños. Partiendo de esta premisa, el tratamiento debe ser un acelerador de la recuperación es decir, que induzca al organismo a que por sí mismo acelere el proceso regular que realiza para reconstruirse.

La cicatrización se define como un proceso de reparación o regeneración de un tejido alterado, dando como resultado final la formación de un tejido cicatrizal o un tejido igual al existente previo a la injuria. Durante el proceso de cicatrización intervienen directamente, entre otras células, las plaquetas, estas ayudan a la formación del coágulo, además de liberar factores de crecimiento, todos estos trabajan vía síntesis proteica. Son también llamados citoquinas, este significa que realizan otras funciones aparte de estimular la proliferación celular [11].

La cicatrización tiene siete etapas [11] entre las cuales se encuentran la hemóstasis o formación del coágulo, inflamación, proliferación y migración, epitelización y angiogénesis, síntesis de colágeno y matriz, contracción y remodelación.

Tejido se define, en anatomía, como cada uno de los diversos agregados de células de la misma naturaleza, diferenciadas de un modo determinado, ordenadas regularmente y que desempeñan en conjunto una determinada función [10].

En medicina el término tejido blando se refiere a los tejidos que conectan, apoyan o rodean otras estructuras y órganos del cuerpo, y no son huesos. Los tejidos blandos incluyen tendones, ligamentos, fascia, piel, tejidos fibrosos, grasa, membranas sinoviales, músculos, nervios y venas [12].

El objetivo del análisis se concentrará en el rango de longitud de onda del rojo visible al infrarrojo cercano ( $600\text{nm}-900\text{nm}$ ) esta elección se explica a detalle en el capítulo 2; actualmente la regeneración de tejidos en base a luz roja e infrarroja aún es tema de investigación, para determinar exactamente la respuesta del organismo al ser irradiado con una alta cantidad de fotones con longitud de onda determinada y energía concentrada por unidad de área, [ $\text{J}/\text{cm}^2$ ].

En la actualidad se busca disminuir el tiempo de tratamiento de alguna lesión, esta ventaja ofrece el uso de la luz. Investigaciones con terapias de luz, proponen que la mejoría puede ser apreciada inmediatamente, sin necesidad de que el paciente requiera de medicamentos invasivos (pastillas), que pueden tener

contraindicaciones y efectos secundarios, y que además tardan en ser absorbidos por el organismo [13].

La ventaja de este tipo de tratamiento es que la aplicación es externa, evitando así algún tipo de cirugía, esto es posible lograr sólo con dispositivos electrónicos biomédicos. Si bien se ha demostrado la aceleración en el proceso de curación y desinflamación usando terapias con luz, aún no se conocen las causas exactas del comportamiento a nivel celular inducido por los fotones, así como tampoco se tiene la suficiente información para asegurar un tipo de tratamiento específico para cada tejido del cuerpo[13], se ha realizado diversos experimentos aislados con condiciones controladas, y las conclusiones llevan a determinar que las variables determinantes dentro de este tipo de tratamiento son [14] [15]:

Sujeto de experimentación: Tipo y características de los tejidos en cada persona. Condición tratada: Cuales son las lesiones a tratar. Fuente de luz: Diodos emisores de luz o láser diodo. Longitud de onda, del dispositivo a utilizar. Área de tratamiento (área iluminada por la fuente de luz). Distancia del aplicador a la superficie a tratar. Dosis de exposición a la luz. Densidad de potencia ( $W/cm^2$ ): Potencia luminosa entregada por unidad de área. Densidad de energía ( $J/cm^2$ ): Potencia absorbida por el tejido por unidad de área. Frecuencia ( $Hz$ ): del haz de luz en la aplicación. Número de tratamientos; frecuencia de los tratamientos; duración de los tratamientos y área de la herida.

El uso de una matriz de 'LEDs' o un diodo láser, se debe a que estos dispositivos electrónicos ofrecen un rango de longitud de onda limitada. La eficiencia del tratamiento con láser, al emitir luz más direccional que el LED, se convierte en una fuente de luz concentrada en un área reducida (alrededor de los 3mm de diámetro para diodos láser), ésta se usará para tratamientos más puntuales así como más profundos, esto se explicará en el capítulo 2, por otro lado el uso del LED será para tratamientos que abarquen mayor área de enfoque.

- **Justificación del tema**

Debido al constante incremento del costo de atención de salud, es tema de investigación encontrar tratamientos que reduzcan el tiempo de recuperación de cada paciente, si se logra esto la atención será más efectiva y menos costosa.

Lo que se pretende hacer es estimular las células dentro del tejido en tratamiento mediante el uso de la luz y así reactivar su función reconstructora en los tejidos blandos, con esto se logra que los tejidos puedan ser reparados naturalmente. Básicamente la regeneración de estos tejidos proporciona bienestar y alivio

inmediato al paciente que lo requiera. El problema fundamental del método natural es el tiempo, debido a que es un proceso de terapia que muestra los resultados a largo plazo [4]. Se ha demostrado que el uso de luz estimula la curación de heridas en seres vivos e in vitro, se muestra un incremento en el cerrado de heridas, viabilidad de células, proliferación y expresión de las citoquinas. Si se pudiese estandarizar y optimizar los parámetros del haz de luz, y entender mejor los mecanismos subyacentes, este tipo de fototerapia se podría convertir en un tratamiento alternativo seguro para heridas con problemas de curación lenta, como en los pacientes con diabetes quienes sufren de heridas de curación lenta, la cual algunas veces llega a necesitar de amputación, la irradiación de luz en un rango de longitud de onda entre 600-900nm ha demostrado que reduce el tiempo de curación en estos pacientes [9].

## 1.2. Estado del arte

### 1.2.1. Presentación del asunto de estudio

Una herida es un estado patológico donde los tejidos son separados o destruidos, mientras que la curación de heridas es una secuencia compleja de eventos dirigidos hacia el cerrado del defecto, usualmente reemplazado con una cicatriz formada con tejido conectivo. La curación de heridas se enfoca en revertir la pérdida de la integridad estructural causada por el daño al tejido. Una curación de heridas normal requiere tanto del proceso destructivo como del reparativo en balance controlado. Las peptidasas<sup>1</sup> y los factores de crecimiento juegan un rol importante en regular este balance, y si este es interrumpido en favor de la degradación entonces sobreviene el retardo de la curación, el cual es una característica de las heridas crónicas [16].

La fototerapia o la terapia láser de baja potencia, es usada en varios campos de la medicina y otras profesiones para la curación de heridas; sin embargo, esta terapia aún no es establecida, y la controversia lo rodea. Esto es debido a la falta de entendimiento de los mecanismos subyacentes de acción y el hecho de que hay límite umbral [9]. Debajo del límite no se verán efectos; por encima del límite efectos inhibitorios o negativos se verán. Como resultado de este límite umbral, es muy importante elegir los parámetros correctos como el flujo/dosis (energía radiante por unidad de área, medida en  $J/cm^2$ ), longitud de onda (distancia de cresta a cresta de una onda electromagnética, medida en  $nm$ ), densidad de potencia (cantidad de energía luminosa incidente por unidad de área, medida en  $W/cm^2$ ), y tiempo de irradiación. Se ha demostrado que la irradiación con láseres de baja potencia y LEDs, provoca una gran variedad de efectos, que incluye la aceleración

1. Las peptidasas (antes conocidas como proteasas) son enzimas que rompen los enlaces peptídicos de las proteínas. Usan una molécula de agua para hacerlo y por lo tanto se clasifican como hidrolasas.

en la curación de heridas, incremento de la microcirculación y estimulación del sistema inmune. Todos estos efectos pueden ser de gran ayuda en la curación de heridas en diabéticos, debido a que es muy bien conocido que los pacientes con diabetes sufren de un retardo en la curación y son más susceptibles a una infección que pacientes sin diabetes. Se ha demostrado que la fototerapia estimula la curación de heridas en roedores y en modelos in-vitro, así como también en pacientes con diabetes. La terapia láser es un tratamiento alternativo, seguro, y sin efectos colaterales que es atractivo para los pacientes. A pesar del apoyo a este tratamiento, existe una renuencia a aceptarlo debido a la falta de entendimiento y se necesita mayor investigación para evaluar la efectividad de la estimulación biológica para la curación de heridas en diabéticos [16].

Según estudios, para el tratamiento se puede usar luz continua o pulsada, en experimentos se ha logrado demostrar que la luz pulsada es más eficaz que la continua, es por esto que se diseñará un generador de ondas, es un equipo electrónico, con el cual se puede controlar la potencia luminosa, tiempo de aplicación y forma de onda, la longitud de onda del diodo es determinada en su fabricación y no puede ser alterada por el usuario, por lo tanto para diferentes longitudes de onda se debe cambiar de diodo [4].

Finalmente, los emisores de luz son los que estarán en contacto con los tejidos, este dispositivo electrónico llamado “LED” por sus siglas en inglés (Light Emitting Diode) y el “LÁSER” (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), serán los encargados de emitir el haz de luz de longitud de onda específica para estimular los distintos tejidos.

El equipo regenerador de tejidos blandos deberá cumplir con la norma de seguridad eléctrica para equipos biomédicos (IEC60601), esta norma es básica para que se permita su uso en seres humanos.

La diferencia entre un LED y un láser radica específicamente en la difracción de cada una de estas fuentes de luz, además de la coherencia de las ondas de cada una de estas emisiones y en el rango de longitudes de onda que emiten.

Con la ayuda de un sistema de control se regulará la potencia luminosa de los LEDs y el láser, así como su frecuencia de trabajo.

### **1.2.2. Estado de la investigación**

Las primeras publicaciones acerca de terapias láser de baja potencia (llamado bio-estimulación láser) aparecieron hace más de 40 años. Desde entonces, aproximadamente 2000 estudios han sido publicados acerca de este aún

controversial tema. En los años 60 y los 70, doctores del este de Europa, y especialmente de la Unión Soviética y Hungría, desarrollaron activamente la bioestimulación con diodos. Sin embargo, científicos de alrededor del mundo albergaron abiertamente un escepticismo acerca de la credibilidad de estudios que demuestran que la luz de los diodos actúa directamente en un organismo a nivel molecular. Las personas que apoyaban este método en los países del oeste, como Italia, Francia, y España, así como también Japón y China también adoptaron e investigaron este método, pero el método era, y aún continúa, fuera de la rama principal de la medicina. Los puntos controversiales de la estimulación biológica por medio del láser, que eran temas de gran interés en ese momento, fueron analizados en artículos que aparecieron a finales de los años 80 [17].

Actualmente, terapia láser de baja potencia o terapia láser de bajo nivel (por sus siglas en inglés LLLT) o fotobiomodulación, es considerada como parte de terapias de luz dentro de la fisioterapia. De hecho, la terapia con luz es uno de los métodos terapéuticos más antiguos usados por los humanos (históricamente como terapia de sol, luego como terapia con luz de color y terapia con luz ultravioleta (UV)). El uso de láseres y LEDs como fuentes de luz fue el siguiente paso en el desarrollo tecnológico de las terapias con luz [17].

Está claro ahora que la terapia láser no puede ser considerada separadamente de los métodos fisioterapéuticos que usan factores físicos como pulsos de campos electromagnéticos de baja frecuencia, microondas, variación de tiempo, estática y campos magnéticos combinados, ultrasonido centrado, electricidad de corriente continua; etc. Algunas características comunes de las respuestas biológicas a factores físicos han sido analizadas brevemente [17].

En terapias con LEDs o láseres de baja potencia, la pregunta ya no es si la luz tiene o no efectos biológicos, sino como trabaja la radiación de láseres y LEDs terapéuticos a nivel celular y del organismo, y cuáles son los parámetros ópticos óptimos de la luz para diferentes usos de esta fuente [17].

Recientemente en investigaciones de la NASA se ha comprobado que usando estos equipos médicos se puede obtener un crecimiento en las células del 150% al 200% más rápido en comparación con las células que no son estimuladas con la luz, además que revelan un grado de recuperación más elevado con el tratamiento en el rojo e infrarrojo cercano [18].

Respecto al equipo a implementar, actualmente existen en el mercado equipos similares, que tienen la misma finalidad que el equipo que se desarrollará.

- Modelo HY30-D (ver figura 1.2)

Aplicaciones clínicas: Hiperlipidemia, hipertensión, diabetes, corazón isquémico, enfermedades vasculares y la rinitis.

Beneficios: Mejora la viscosidad y la oxigenación de la sangre, además de mantener equilibrado el nivel de lípidos en el metabolismo.

Características:

Tipo	Láser diodo
Número de diodo láser	3und.
Potencia y tiempo	Modificables
Tipo de la salida - Exhibición	Continua o pulsada - Pantalla LCD

**Tabla 1.1** Características del equipo láser de baja potencia del modelo HY30-D.



**Figura 1.2** Terapia láser de baja potencia (tipo HY30-D) [19].

- Modelo REDPULSAR (ver figura 1.3)

Aplicaciones clínicas: Medicina oral, medicina de deportes, utilizado en lesiones del tejido blando, las enfermedades circulatorias, la artritis y el alivio del dolor.

Características:

Tipo	Láser diodo
Clase	Clase IIIb
Número de diodo láser	4und.
De potencia de salida	10mW el $\pm 20\%$
Longitud de onda	635nm
Tipo de la salida	Continua o pulsada (1~5000Hz $\pm$ el 10%)
Exhibición	Pantalla LCD (100 x pixel 32)

**Tabla 1.2** Características eléctricas del equipo REDpulsar



**Figura 1.3** REDpulsar – equipo láser de baja potencia (40mW) [20].

- Modelo Thor para terapias láser de baja potencia

Aplicaciones clínicas: Tendinopatía crónica o aguda, esguinces, dolor de espalda y cuello, osteoartritis, dolor postoperatorio, curación de tejidos

Beneficios: Mejora la reparación del tejido, reduce el dolor y la inflamación donde el haz de luz es aplicado. Los tratamientos toman minutos y pueden ser aplicados dos o más veces por semana.



**Figura 1.4** Equipo de la marca Thor, utiliza una matriz de LEDs intercambiables con el láser diodo [1].

### 1.2.3. Síntesis sobre el asunto de estudio

El asunto de estudio de la tesis será acerca de las terapias con luz para la regeneración de tejidos blandos, para este tipo de tratamiento se ha encontrado que es importante la longitud de onda que emite la luz para el tratamiento, no todas son eficientes o beneficiosas. Se han obtenido resultados positivos en el rango espectral de luz roja e infrarroja cercana, es por esta razón que se han realizado una gran cantidad de estudios usando láseres diodos y LEDs debido a que estos pueden emitir un rango de longitudes de onda muy estrecho y comercialmente son fabricados en diversos rangos de longitudes de onda, que incluyen a los que benefician a los tratamientos de regeneración de tejidos, además son de fácil manipulación debido a su tamaño y su bajo consumo de corriente [17].

Se tendrá en cuenta la norma de seguridad eléctrica para equipos médicos (IEC60601), además de su respectiva calibración.

Se debe tener en cuenta que ambos tienen una aplicación biomédica similar, más adelante se explican las ventajas de usar LEDs o láseres.

La presente tesis se basará en los tratamientos de curación de heridas de pacientes con diabetes mellitus, de los cuales es ampliamente conocido que tienen problemas de cicatrización lenta, que muchas veces causa que sus heridas se infecten y sea necesario amputar el área.

### **1.3. Objetivos e hipótesis**

#### **1.3.1. Objetivo general**

El objetivo de la presente tesis es diseñar e implementar un equipo para la regeneración de los tejidos blandos de pacientes con cicatrización retardada, usando las terapias con luz emitida por LEDs y láser diodo.

#### **1.3.2. Objetivos específicos**

1. El equipo tendrá frecuencia modificable en el rango de 1-100Hz, tiempo configurable de 1-15minutos y potencia luminosa configurables de 1-100mW.
2. Implementar un equipo digital, con pantalla LCD y teclado que permita que los datos y características del tratamiento para regenerar tejidos sean controlados numéricamente, es decir que estos datos sean ingresados desde un teclado numérico, y que el equipo regenerador de tejidos blandos sea portátil según la definición de la norma IEC 60601.
3. El equipo regenerador de tejidos está dirigido a fisioterapeutas, por lo tanto es necesario crear una interfaz dinámica para facilitar la interacción entre el usuario y el equipo.
4. Se diseñará un equipo médico con componentes de bajo costo, pero de similares características a los equipos basados en terapias de luz con diodos.

#### **1.3.3. Hipótesis**

En el presente estudio no se realizaron hipótesis debido a que se trató de un trabajo de investigación e implementación electrónica.

## Capítulo 2

# Fundamento teórico y clínico

### 2.1. Terapias de regeneración de tejidos blandos

La fototerapia es la aplicación de luz o radiación infrarroja a la piel o membranas mucosas, para aliviar el dolor y estimular la reparación de tejidos, se producen estos efectos debido a la modulación de la actividad de las células [21].

La luz está compuesta de fotones, en una terapia con luz los tejidos son irradiados con una gran cantidad de estos, que producen efectos fisiológicos en el cuerpo. Las variables determinantes para este tipo de tratamiento incluye a la longitud de onda, el área de tratamiento, el tiempo de tratamiento y la potencia luminosa que se utiliza (para ver las unidades de medición de las principales variables ver tabla 2.1), debido a esto se eligió utilizar componentes electrónicos como el diodo emisor de luz y el láser diodo, la ventaja que estos ofrecen es que son fabricados en diversas longitudes de onda, son monocromáticos o cuasi monocromáticos, se puede controlar el área de radiación, la potencia irradiada y el tiempo.

Magnitudes	Unidades
Radiancia integrada en tiempo	$J/(sr \cdot m^2)$
Flujo radiante	$W$
Irradiancia	$W/m^2$
Dosis	$J/m^2$

**Tabla 2.1** Magnitudes y unidades importantes para el desarrollo del tema

En la ecuación (1) se deduce que la energía irradiada por la luz es inversamente proporcional a la longitud de onda; dentro del espectro electromagnético las emisiones más dañinas, como los rayos X ( $10nm-0.1nm$ ) y la luz ultravioleta ( $15nm-400nm$ ), son las longitudes de onda más pequeñas (figura 2.1); la gran potencia, que se puede calcular con la ecuación (2), de estas longitudes de onda pueden romper los enlaces atómicos y producir iones y es por esto que es llamada radiación ionizante, esta puede destruir las células o alterar su composición.

Al otro extremo del espectro, la radiación en el infrarrojo o en el rojo visible no causa ionización, pero sí genera calor cuando es absorbido por el tejido (véase figura 2.3).

$$\Delta E = h * f$$

$$f = c/\lambda \quad \text{ec. (1)}$$

$$c = 3 * 10^8 \text{ m/s}$$

$$h = 6.626 * 10^{-34} \text{ J} * \text{s}$$

$$\Delta E = h * c/\lambda \quad \text{ec. (2)}$$

Debido a que las ondas electromagnéticas cuyas longitudes de onda son mayores a  $900\text{nm}$  producen mucho calentamiento y son más incómodos que las longitudes de onda menores, no se tomarán en cuenta para la aplicación clínica [4].

En el rango de longitudes de onda de  $600\text{-}900\text{nm}$  se presenta la mayor penetración de la luz debido a que los fotones no son fuertemente absorbidos por la hemoglobina o el agua, cuando la luz es absorbida por estas, será absorbida por el sistema circulatorio y no se le permitirá penetrar más profundamente (véase figura 2.3 y Figura 2.6) [22].

El rango de longitudes de onda importantes para la terapia de regeneración de tejidos usando diodos es de:

$$\lambda = [600, 900] \text{ nm}$$

Y la energía producida por los fotones en este rango es de:

$$\Delta E = [2.209, 3.313] * 10^{-19} \text{ J}$$

En la figura 2.1 se tiene el espectro electromagnético, donde el rango 'luz' comprende las longitudes de onda visibles, longitudes de onda ionizantes a la izquierda de la luz visible. La longitud de onda del color rojo se encuentra alrededor de los  $700\text{nm}$ , el rango infrarrojo está entre  $760\text{nm}$  y  $10000\text{nm}$  y el ultravioleta, también llamada radiación UV, está alrededor de los  $400\text{nm}$  y los  $15\text{nm}$ , estos tres rangos son comúnmente usados en terapias de regeneración de tejidos [4].

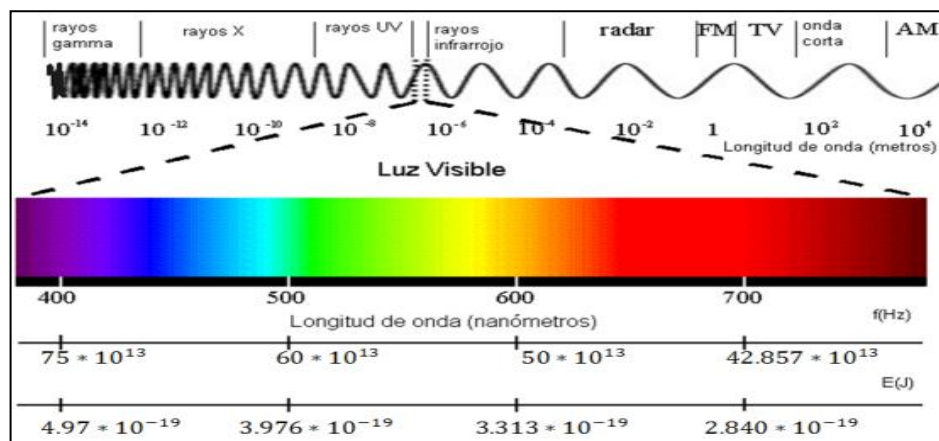


Figura 2.1 Espectro electromagnético, y la luz visible. Adaptado de [47]

Así como existen terapias con luz, también se tiene información acerca de terapias como la de ultrasonido (es una onda acústica cuya frecuencia es mayor a los 20KHz en fisioterapia se usa en el rango de 1-3MHz, el beneficio de regeneración de tejidos con ultrasonido es que da una respuesta diferente al de terapias con luz según algunos estudios [23]), magnetoterapia y diversos tipos de terapias clínicas pertenecientes a la fisioterapia.

## 2.2. Fundamento clínico y biológico

### 2.2.1. Fisiología y estimulación de las terapias con luz

La luz provoca un alza de energía en las células, en las que los niveles de ATP se restablecen al máximo y la carga eléctrica a través de la membrana de la mitocondria se fortalece. Unas pocas horas más tarde, la actividad de al menos 110 genes genera un incremento prolongado en la producción de energía mitocondrial. Además estimulan a las células a que se adhieran fuertemente a su entorno, un factor importante de la curación de heridas [22].

La mitocondria y las membranas celulares contienen citocromos que absorben selectivamente los fotones transmitidos de longitudes de onda específicas. Por ejemplo, el citocromo C oxidase, presente en la mitocondria, la fuente de alimentación de la célula, absorbe la luz roja. Los fotones absorbidos actúan como estímulo, disparando la actividad de la célula lo cual resulta en alivio de dolor y la estimulación de la curación cuando esta se ha retardado, por lo tanto, la terapia con luz es ideal para heridas, debido a que promueve la curación y reduce el dolor al mismo tiempo [24].

En la presente tesis se usarán dos tipos de fuentes de luz, estos son los láseres diodos (LD) y los diodos emisores de luz (LEDs). Se usarán LEDs o LD en el rango de rojo visible o infrarrojo, con una potencia menor o igual 100mW.

Los fotones que son emanados de un láser son altamente organizados, con dirección y es llamado "luz coherente" o "en fase", esta luz es monocromática. . A simple vista, los LEDs también emiten luz de un sólo color, sin embargo, emiten con un rango de error de alrededor de +/-10nm [4].

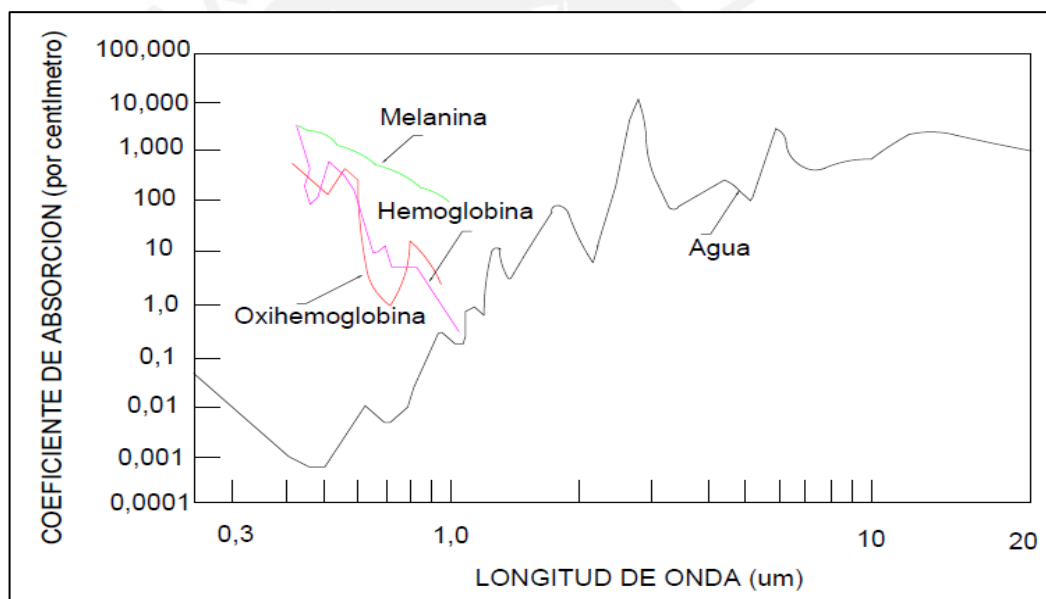
Debido a que la luz del láser diodo es coherente, más brillante y más direccional que la del LED, es recomendada para tratar partes del cuerpo donde la profundidad de la penetración es importante, mientras que los LEDs son usados cuando se desea efectos más superficiales y de mayor área.

Los LEDs tienen un alto costo-beneficio para tratar problemas superficiales como heridas y afecciones de la piel. Además, el más potente puede tener efectos similares al del láser.

De la interacción de los LEDs o del láser diodo con los tejidos humanos se debe tener en cuenta que de toda la luz incidente sólo una parte es absorbida, el resto atraviesa el tejido o es reflejada y difundida por este debido a las características del tejido a tratar (ver figura 2.3, figura 2.10 y figura 2.11)[25].

Existe una dependencia entre las longitudes de onda y la profundidad a la que pueden penetrar, esto corresponde a bandas de absorción de moléculas presentes en los tejidos, tales como el agua, la hemoglobina y la melanina.

El agua absorbe preferentemente en el ultravioleta y en el infrarrojo, la hemoglobina tiene un gran pico de absorción en el azul, y el coeficiente de absorción de la melanina decrece del ultravioleta al infrarrojo (ver figura 2.3).



**Figura 2.3** Coeficiente de absorción de la luz para diferentes moléculas presentes en los tejidos del organismo [25].

Cuando los fotones de la fuente de luz son absorbidos por las moléculas, se producen procesos térmicos y no térmicos (ver figura 2.4).

En la figura 2.4, la energía luminosa se transforma en calor, estos son procesos térmicos. Los procesos no térmicos engloban una serie de mecanismos más complejos:

Foto disociación, cuando se rompen los enlaces químicos de las moléculas.

Ondas de choque, cuando se genera un plasma ionizado que al expandirse da lugar a una onda de choque que se propaga en todas direcciones.

Fluorescencia, cuando se emite luz de longitud de onda mayor que la absorbida.

Reacción fotoquímica, cuando la luz absorbida activa una reacción química en el seno de una célula [26].



**Figura 2.4** Efectos térmicos y no térmicos del láser en los tejidos. Adaptado de [26].

La profundidad en la penetración del láser depende de su longitud de onda, pero, en promedio penetra alrededor de los 3cm [4]. La mayoría de los fotones son absorbidos a los pocos milímetros de entrada, a medida que el haz de luz atraviesa el cuerpo, por lo tanto se reduce el número de fotones que alcanzan capas más profundas. Sin embargo, cuando los fotones entran al cuerpo, estos crean un efecto fisiológico poderoso al inducir cambios locales en el metabolismo y la creación de mensajeros secundarios. Los mensajeros secundarios son moléculas que retransmiten las señales recibidas en los receptores de la superficie de la célula que elige como blancos las moléculas en los núcleos de las células para modificar la información fisiológica y genética.

Los mensajeros secundarios también sirven para amplificar en gran medida la fuerza de la señal, esto causa cambios masivos en la actividad bioquímica dentro de la célula. Así, mientras el efecto de los fotones disminuye al aumentar la profundidad, los efectos fisiológicos se multiplican rápidamente, y crea un efecto profundo y sistémico [26].

De estudios realizados para estimular las células utilizando láser diodo se encontró que los efectos estimulantes no son directamente proporcionales a la energía por unidad de área aplicada, sino que al aplicar altas dosis se produce efectos inhibitorios de regeneración celular, además de esto se descubrió que las dosis de fototerapia son acumulativas (ver figura 2.5).



**Figura 2.5** Respuesta celular versus el número de exposiciones a terapias láser de baja potencia en dos días consecutivos. Imagen adaptada de [24]

Con esto se demuestra que la terapia con luz es acumulativa, además que la dosis de un tratamiento dura algún tiempo y lo que queda de la dosis se suma a la dosis del siguiente tratamiento. El tiempo adecuado entre dosis es esencial para darle a las células tiempo para responder a la dosis inicial, además esto evitará la situación cuando las dosis acumuladas terminan por encima del rango de estimulación biológica o incluso en el rango de inhibición biológica, lo que resultaría en resultados pobres [27].

### 2.2.2. Tejidos blandos y la absorción de la luz

La aplicación de la luz en terapias de regeneración, la cual ha sido utilizada por la NASA desde hace muchos años, ha significado una mejora en el cuidado médico que está disponible para astronautas en largos tiempos de misiones espaciales y recientemente para el público en general. Los LEDs estimulan la energía básica en la mitocondria (comparte energía) de cada célula, particularmente la luz infrarroja es usada para activar la sensibilidad química (sistemas de citocromos) en su interior. Algunas longitudes de onda óptimas incluyen los  $610\text{-}625\text{nm}$ ,  $660\text{-}690\text{nm}$ ,  $750\text{-}770\text{nm}$ ,  $810\text{-}830\text{nm}$ . La profundidad de la penetración de la luz infrarroja en los tejidos humanos puede ser medida espectroscópicamente.

En el gráfico siguiente se muestra un diagrama del porcentaje de absorción de energía por las células dependiendo de la longitud de onda del diodo emisor de luz.

El sol es el principal proveedor de luz infrarroja en el planeta. Este amplio rango de longitudes de onda es evidencia específica para el argumento evolutivo general de

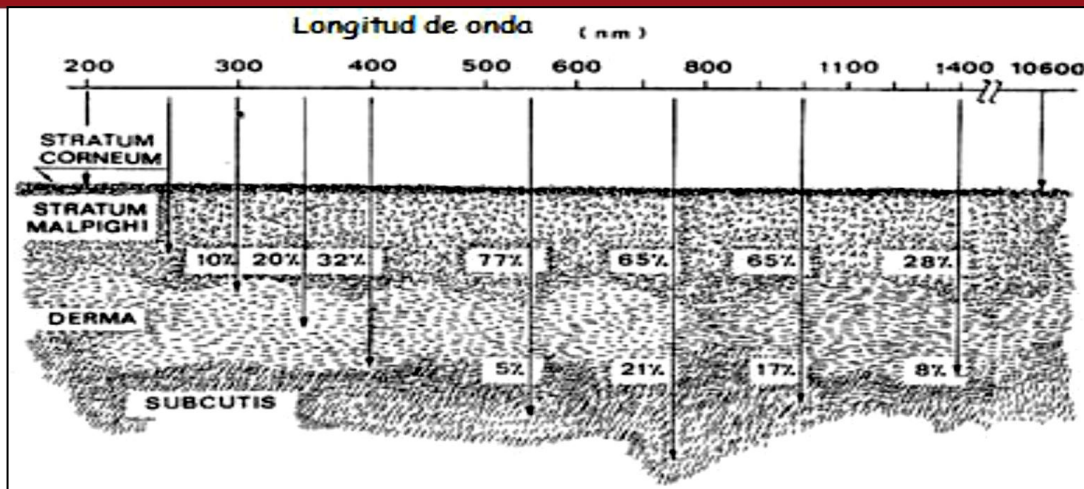
que el amplio rango de longitudes de onda exactamente como este es la mejor exposición posible. Sin embargo, hay 2 maneras que podría ser posible dar igual o mejor beneficio que el sol para células dañadas.

- LEDs o láser diodo pueden proveer, a las células dañadas, una gran cantidad de luz en el rango benéfico y en momentos que el sol no está disponible.
- Se puede reducir el calor y por lo tanto entregar mayores concentraciones que pueden alcanzar células más profundas (el sol está limitado a alrededor de  $\frac{1}{2}$  a 1 pulgada de profundidad como la mayoría de unidades de LEDs y Láseres).
- Varias longitudes de onda diferentes han sido usadas, pero muy pocos estudios las han comparado.

LEDs de bajo precio vienen típicamente en 630, 660, 850 y 880nm con una brecha de longitudes de onda difíciles de encontrar entre 710 y 830nm. Los picos del LED y longitudes de onda óptimos no son exactos, pero se expande alrededor de  $\pm 10nm$  aproximadamente entonces hay una superposición de LEDs disponibles y la longitud de onda biológica óptima. El LED de 630nm puede afectar el pico de 620nm en el cuadro, y el LED de 660nm toca el pico de 680nm, y 850nm está directamente en un pico, pero no cubre los picos cercanos de 820-830nm (ver figura 2.6).

Luz roja o cercana al infrarrojo penetra el tejido porque estas no son bloqueadas por la sangre o el agua tanto como otras longitudes de onda. El doble de intensidad luminosa en cualquier longitud de onda duplicará la cantidad de energía luminosa que alcanza una profundidad determinada. Además, duplicar el tiempo de aplicación duplicará la cantidad de energía luminosa. De manera que si se usa un dispositivo con la mitad de potencia, simplemente se tiene que aplicar el doble del tiempo. Piel, grasa y músculo tienen diferente absorción y coeficiente de esparcimiento que cambia dependiendo de la longitud de onda, es debido a esto que se vuelve un tema muy difícil, además es importante tener en cuenta que la luz visible e infrarroja no viaja a través del hueso.

La fototerapia o bioestimulación con luz es también conocida como terapia de baja potencia debido a que su aplicación terapéutica de láseres de relativamente baja potencia ( $<500mW$ ) y diodos monocromáticos superluminosos para el tratamiento de enfermedades y lesiones en dosis (usualmente  $<35J/cm^2$ ) que son generalmente consideradas muy bajas como para causar algún calentamiento detectable en los tejidos irradiados [28].



**Figura 2.6** Esquemático muestra la profundidad de la penetración de las diferentes longitudes de onda dentro de la piel [29].

Cuando la terapia es aplicada correctamente, los fotones absorbidos durante la aplicación de la fototerapia pueden estimular la curación de heridas crónicas [21] y de heridas agudas, si estas están sanando muy lentamente.

Una vez que las células han absorbido los fotones ocurren un conjunto de eventos bioquímicos, que resultan en su activación. Los equipos para la fototerapia producen una potencia muy baja como para dañar las células, pero suficientemente altas como para activar la respuesta de las células para modificar su actividad [31].

Cuando el tejido es lastimado, este generalmente se repara; esta reparación consiste de tres fases superpuestas:

Inflamación aguda es cuando el tejido dañado o muerto y el organismo infectado son removidos del sitio de la lesión y cuando las citoquinas - factores de crecimiento esenciales para la reparación- son secretados. Este se caracteriza por el calor, enrojecimiento, edema, y dolor agudo que normalmente termina cuando se baja la inflamación, no es una enfermedad sino es la respuesta normal del cuerpo a la lesión. En cambio, la inflamación crónica es una enfermedad asociada al dolor crónico [11].

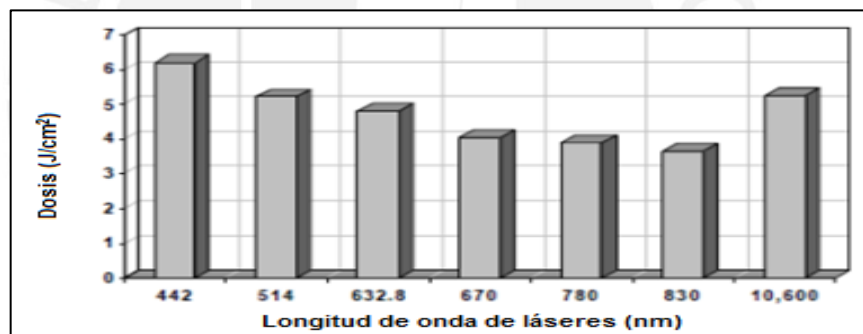
La proliferación es cuando el tejido granular, rico en vasos sanguíneos, citoquina que produce macrófagos, y fibroblastos, se desarrolla en el sitio de la herida. Las citoquinas estimulan la mitogénesis y la angiogénesis. Inicialmente, esto no duele, sin embargo puede aparecer algo de dolor durante el crecimiento de las fibras nerviosas dentro del tejido granular [11].

La remodelación es el reemplazo del tejido granular por una cicatriz, que podría ser doloroso si las fibras nerviosas quedan atrapadas en este tejido o si se desarrolla un neuroma. Este dolor se puede volver crónico.

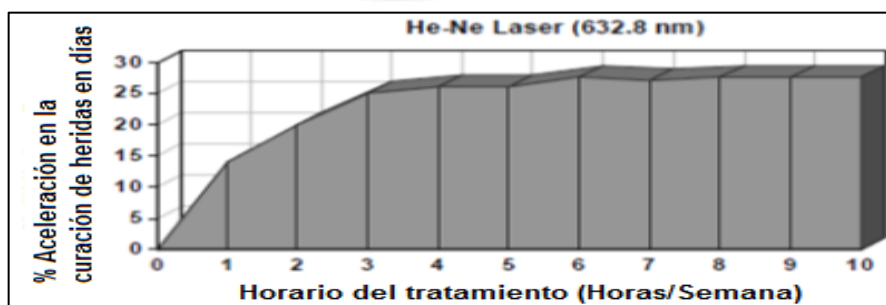
Diversos estudios usando luz de alrededor de  $630\text{nm}$  han demostrado mejores resultados que las de  $440$ ,  $500$ ,  $680$ ,  $780$  u  $830\text{nm}$ , para la estimulación biológica, además la aceleración de la curación de heridas no puede ser atribuida a la transmisión de la luz en la piel [32].

La longitud de onda de  $632.8\text{nm}$  dio los mejores resultados en cuanto a la aceleración del tratamiento (29%), diversos estudios han demostrado la dependencia de estos tratamientos con las longitudes de onda, horario de tratamiento y dosis, además se demostró que la absorción de los fibroblastos y la aceleración de la curación de heridas fue máxima a los  $632.8\text{nm}$ . (Ver figura 2.7 y 2.8)

Esta longitud de onda con una densidad de potencia de  $10.53\text{mW/cm}^2$  dio la curación de heridas óptima.



**Figura 2.7** Curación de heridas, dosis de estimulación óptima de varios láseres diodos [13].



**Figura 2.8** La curación de heridas, es dependiente del tiempo de tratamiento [13].

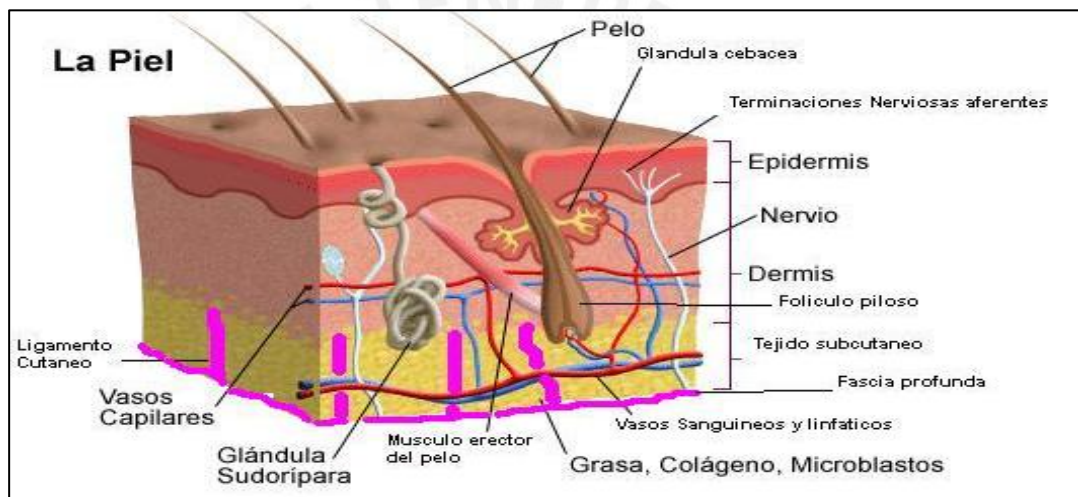
### 2.2.3. Definición de tejido blando

Son todos los tejidos corporales no óseos, como los músculos, la grasa, el tejido fibroso, órganos, los vasos sanguíneos o cualquier otro tejido conjuntivo del cuerpo. Tenemos varios tipos de tejidos blandos.

### 2.2.4. La piel y su comportamiento con la luz

La piel, éste órgano no es homogéneo en ningún caso, pero consiste de una variedad de células incluyendo glándulas sudoríparas, glándulas sebáceas, folículos de cabello y otras células especializadas.

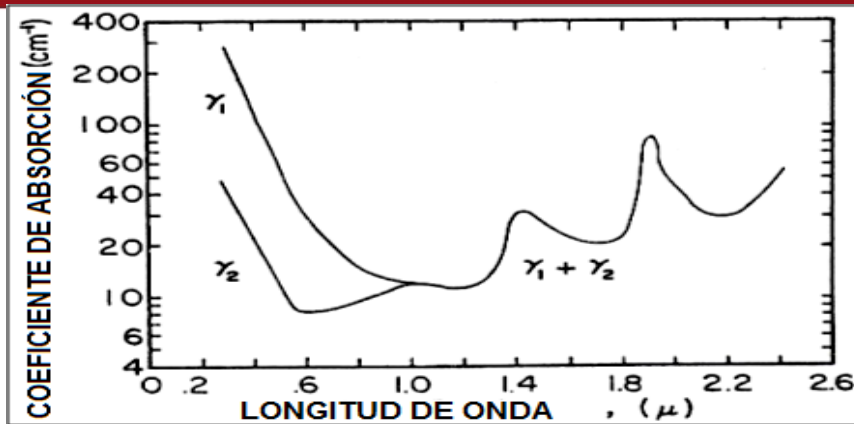
La capa más externa, el stratum corneum, consiste de células epidérmicas muertas y planas (ver figura 2.9).



**Figura 2.9** Tejido blando, estructura anatómica de la piel [30].

El verdadero grosor de las diferentes capas varía en cada individuo y dependen de la región del cuerpo, además es importante tener en cuenta los coeficientes de absorción dependientes de la profundidad a la que se encuentra el tejido (ver figura 2.10).

A menor sea el coeficiente de absorción mejores resultados se obtendrán, porque los fotones emitidos por la fuente de luz podrán llegar más profundamente, ya que no serán absorbidos por las capas más superficiales, por lo tanto de la figura 2.10 el rango de longitudes óptimas se encuentra de 600 a 1200nm, en este rango los fotones tendrán la facilidad de llegar más profundamente dentro de los tejidos.



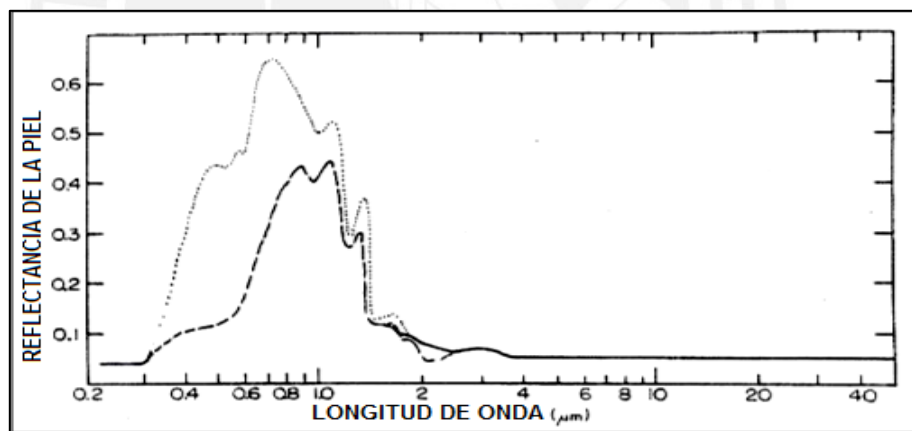
La curva superior  $\gamma_1$  se refiere a las capas superficiales

La curva inferior  $\gamma_2$  se refiere a los tejidos más profundos

**Figura 2.10** Los coeficientes de absorción lineal de la piel, de mediciones in-vitro.

Adaptado de [23].

Dentro del proceso físico que caracteriza la penetración del haz de luz dentro del tejido, no todo es absorbido por la piel, al contacto con esta una parte es reflejada, para minimizar este efecto se debe limpiar el área de tratamiento, estas pérdidas normalmente no son mayores al 5% del total de la potencia irradiada, pero también depende de las cualidades de la piel, su reflectancia (ver figura 2.11) y su pigmentación [33].



**Figura 2.11** Reflectancia espectral de la piel humana. Adaptado de [23].

De la figura 2.11, la curva punteada y la curva de líneas son datos de Jacquez y colaboradores (1955) para individuos blancos (...) y para individuos con una alta pigmentación (---) de la piel. Reflectancia espectral para la piel en las regiones UV e IR reportadas por Hardy y colaboradores (1956) y Buettner (1937) se muestra en la línea sólida [23].

### 2.2.5. La fototerapia y sus aplicaciones clínicas en diabetes mellitus

Los pacientes con diabetes sufren de heridas de curación lenta, la cual algunas veces llega a necesitar de amputación. La irradiación con luz ha demostrado que

reduce el tiempo de curación en estos pacientes. Las principales investigaciones con respecto a este tema se concentran en determinar el efecto de distintas longitudes de onda en la migración celular, viabilidad, y proliferación en un modelo de células diabéticas heridas [34].

Algunos estudios pretenden determinar el efecto en la proliferación celular, migración, y en la expresión de la citoquina (interleukin-6 (IL-6)) en células diabéticas y células fibroblásticas diabéticas heridas luego de la radiación con luz [34].

En células fibroblásticas humanas, con heridas diabéticas o sin heridas fueron irradiadas a 632.8, 830 o 1064nm con  $5J/cm^2$ . La morfología celular y la migración fueron determinadas microscópicamente, mientras que la viabilidad celular fue determinada por la luminiscencia del ATP, y la proliferación fue determinada por el factor básico de crecimiento del fibroblasto y la actividad de la alkaline phosphatase. Los resultados fueron que las células diabéticas heridas irradiadas a 1064nm mostraron tener un menor grado de migración, viabilidad y proliferación comparado a las células irradiadas a 632.8 o 830nm. Las células irradiadas a 632.8nm mostraron un mayor grado de movilidad y migración así como también luminiscencia del ATP comparado con las células irradiadas a 830nm.

Este estudio demuestra que la irradiación de las células diabéticas heridas con luz en el rango visible (632.8nm) fue más beneficioso para la curación de heridas que irradiar las mismas células en un rango de longitud de onda infrarrojo. Las células irradiadas a una longitud de onda de 1064nm obtuvieron el peor resultado [34].

Para determinar la potencia luminosa del tratamiento se analizaron las células diabéticas y las células fibroblásticas diabéticas con heridas fueron irradiadas a 632.8nm (23mW) con  $5J/cm^2$  o  $16J/cm^2$ . Para este estudio se analizó el nivel de citoquinas, la proliferación celular, y la morfología de las células.

El resultado de este estudio es que las células diabéticas irradiadas con  $5J/cm^2$  no mostraron un cambio significativo, mientras que las células fibroblásticas diabéticas heridas mostraron un incremento en el nivel de citoquinas, la proliferación y la migración. Por otro lado, las células diabéticas y células fibroblásticas diabéticas heridas irradiadas con  $16J/cm^2$  mostraron un decremento significativo en la proliferación y muestran daño celular, y las células dañadas no muestran migración.

Las citoquinas intervienen en todas las fases de la curación de heridas y la regulación de la migración, proliferación diferenciación, y metabolismo de las células mamíferas. Al parecer es el balance de estas citoquinas y otros mediadores

en vez de únicamente su sola presencia o ausencia de una o más de estas citoquinas las que juegan un rol decisivo en la regulación de la iniciación, progresión, y resolución de las heridas.

Un amplio rango de citoquinas ha sido identificado en estar involucrado en la curación de heridas. Interleukin (IL)-6 es una citoquina que produce muchos efectos, esta es producida por células linfáticas y no linfáticas que actúan en un amplio rango de tejidos y células, ejerciendo la inducción de crecimiento e inhibición del crecimiento, dependiendo de la naturaleza de las células objetivo.

Además el IL-6 regula la actividad inmune, la respuesta de la fase aguda al daño y la infección, inflamación, oncogénesis, y el desarrollo de las células sanguíneas. IL-6 es producido por los constituyentes normales de la piel, incluyendo las células epidérmicas, fibroblastos, y células endoteliales, y juega un rol crucial en los cambios o diferencias en el cuerpo durante la curación de heridas. Se ha encontrado que el nivel pico del IL-6 se produce 1 día después de la cirugía y decrece alrededor del día 7. Este incremento inicial que sigue a la lesión o la laceración y decrece con el tiempo es también encontrado en otros estudios.

Como conclusión de diversos estudios se demuestra que la fototerapia con la correcta dosis estimula la expresión del IL-6 (citoquina), proliferación, y migración celular en células diabéticas heridas. Un flujo de  $5J/cm^2$  estimula la regeneración de células diabéticas heridas in vitro, mientras que a  $16J/cm^2$  estas son inhibidas [35].

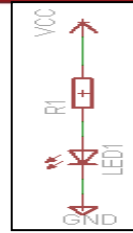
### **2.3. Dispositivos electrónicos usados en las terapias con luz**

#### **2.3.1. Fundamentos y características del diodo emisor de luz LED**

Es un dispositivo electrónico el cual es capaz de emitir luz visible y radiación infrarroja, además se fabrican con diferentes características entre ellas la longitud de onda, potencia, modelos, etc.

Diodo emisor de luz, también conocido como LED (acrónimo del inglés de Light-Emitting Diode) es un dispositivo semiconductor (diodo) que emite luz no coherente de espectro reducido cuando se polariza de forma directa la unión PN del mismo y circula por él una corriente eléctrica. Este fenómeno es una forma de electroluminiscencia.

Para excitar un diodo emisor de luz se necesita una fuente de voltaje una resistencia y el diodo, para el diseño se debe respetar las condiciones que establece el fabricante en la hoja de datos (ver figura 2.14).

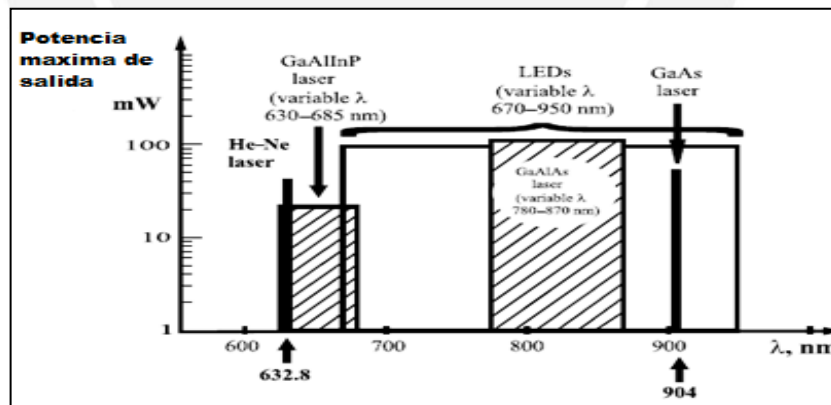


**Figura 2.14** Circuito esquemático básico para excitar un diodo emisor de luz.

### 2.3.2. Fundamentos y características del diodo láser

Los láseres semiconductores o láseres diodos son únicos cuando se comparan con otros tipos de láseres, son muy pequeños, operan con relativamente baja potencia de entrada, y son muy eficientes. También operan de una manera muy diferente a los otros tipos de láser. El diodo láser requiere la fusión de dos materiales diferentes y la acción láser ocurre en la interface entre esos dos materiales. Uno de los materiales tiene un exceso de electrones (tipo-n) y el otro material (tipo-p) tiene un déficit de electrones o un exceso de huecos (electrones faltantes).

Los diodos láser usados en terapia con luz van en el rango de rojo visible e infrarrojo, de  $630\text{-}685\text{nm}$  (GaAlInP rango del rojo visible) y de  $780\text{-}870\text{nm}$  (GaAlAs rango infrarrojo cercano) y en los  $904\text{nm}$  (GaAs rango infrarrojo), las longitudes de onda de LEDs comúnmente usadas en terapia con luz están en el rango de  $670\text{-}950\text{nm}$  (ver figura 2.15).



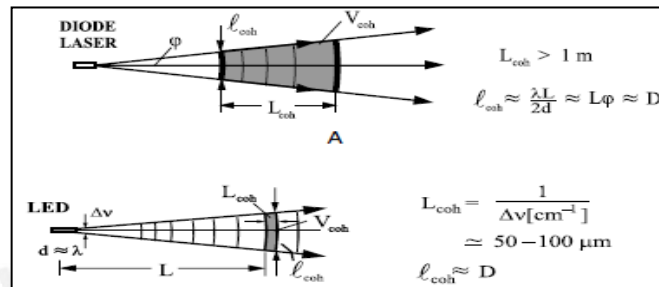
**Figura 2.15** Longitud de onda y potencia de salida máxima de los láseres y LEDs usados en terapia con luz de baja potencia [23].

Las características importantes del láser son la coherencia espacial y la coherencia temporal, el láser emite luz de una sola longitud de onda, esto es coherencia temporal porque todas las ondas pueden retener su misma relación de fase, y la coherencia espacial se nota en su gran direccionalidad y baja difracción del haz de luz láser, la divergencia del haz de luz es determinada por la difracción ec. (3).

$$\Phi = \lambda/D \quad \text{ec. (3)}$$

Donde D es el diámetro del haz de luz,  $\lambda$  longitud de onda y  $\phi$  la difracción, en contraste con el LED o una lámpara común, se puede observar la alta direccionalidad del láser y su limitada difracción (ver figura 2.16).

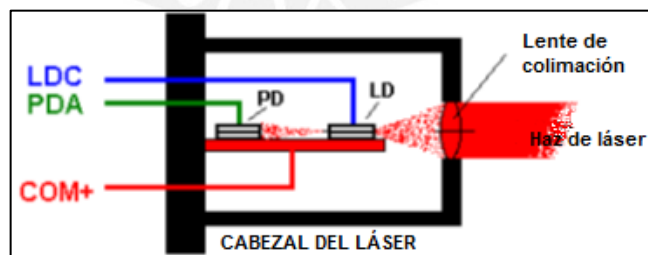
$L_{coh}$ = longitud de coherencia temporal (longitudinal),  $l_{coh}$ =tamaño de coherencia espacial (lateral), D=diámetro del haz de luz, d= diámetro de la fuente de luz no coherente,  $\phi$ = divergencia del haz de luz,  $\Delta v$ =ancho espectral del haz de luz [38].



**Figura 2.16** Coherencia en el volumen y longitud de la luz de (A) diodo láser y (B) LED, cuando el tejido es irradiado [38].

El dispositivo electrónico diodo láser tiene 3 pines etiquetados como: LDC (Láser Diode Cathode), PDA (Photo Diode Anode) y COM+ (Common Positive Terminal).

El diodo láser está típicamente compuesto por un diodo láser (LD) y un fotodiodo (PD), que se usa para regular la corriente del diodo láser, con un lazo de realimentación externo, la retroalimentación es óptica, parte del haz de luz regresa para alcanzar la juntura del fotodiodo, el láser diodo puede funcionar independientemente del fotodiodo, en la presente tesis no se hará uso de un lazo de control realimentado (ver figura 2.17).



**Figura 2.17** Diagrama interior de las partes que componen un láser diodo [39].

#### 2.4. Criterios de seguridad y normas en el uso de luz

Las peculiaridades del láser hacen que los daños que puede causar sean poco corrientes y distintos a los producidos por otro tipo de energías, entre los daños que puede causar la exposición directa al haz de luz o a su reflexión difusa causa

severos daños a los ojos y la piel así como también puede iniciar fuego en sustancias inflamables [40].

Sin embargo, la variedad de láseres que se fabrica en la actualidad no forma un grupo homogéneo de riesgo, siendo necesario identificar los peligros asociados a cada tipo de láser, de acuerdo con la longitud de onda y, la distribución espacial y temporal de la energía.

La mayoría de los láseres de gran potencia (para procesamiento de materiales o médicos, cuya potencia luminosa de salida en onda continua es mayor a  $500\text{mW}$  y en onda pulsada superan los  $10\text{J}/\text{cm}^2$ ) precisan equipos auxiliares, con lo que a los riesgos de la radiación se añaden riesgos eléctricos y químicos. Además, deben tenerse en cuenta los asociados al proceso en que se utiliza [26].

#### **2.4.1. Principales riesgos en el uso de sistemas láser**

Efectos biológicos del láser:

La intensidad de un haz de láser es capaz de causar daños importantes en los ojos y en la piel. Por la gran cantidad de energía que se deposita, el ojo es el órgano más sensible a esta absorción de energía. Esto es debido a la capacidad de enfocar sobre la retina que tiene la energía láser correspondiente a ciertas longitudes de onda del espectro óptico. Por efecto de la concentración de energía sobre la misma, la retina puede verse dañada, irreversiblemente, con la consiguiente pérdida de visión [4].

Los daños que la radiación láser puede producir en la piel son menores que los que causa en los tejidos oculares. Debido a la mayor tolerancia de los tejidos, se necesita mayor energía para causar un daño apreciable. En el caso de la piel, la profundidad de penetración variará también con la longitud de onda, pero la reacción normal ante una sobreexposición será una quemadura más o menos profunda, que con el tiempo puede regenerar. Las personas de piel muy pigmentada tienen más melanina, por lo que la absorción de la radiación es mayor, y por tanto, son más propensas a sufrir lesión.

El daño producido en los tejidos por la radiación láser incidente, se produce por los siguientes mecanismos [4] (ver tabla 2.5):

- Efectos térmicos: daño por quemadura.
- Procesos transitorios termoacústicos: en caso del láser pulsado, las células se transforman en gas por la alta energía en corto tiempo, este cambio de fase es explosivo y las células se rompen. Parte de la energía del impulso del láser se

convierte en una onda de compresión mecánica, que destruye por movimiento de masa una zona alrededor de la quemadura.

- Efectos fotoquímicos: en lugar de liberar energía se desarrolla una reacción fotoquímica propia del tipo de excitación que se produzca.
- Exposición crónica: los mecanismos de daño y los efectos de la exposición a la radiación láser de baja intensidad durante largos periodos de tiempo, no son conocidos en su totalidad. La exposición crónica a la radiación ultravioleta puede ser responsable de ciertos tipos de cáncer de piel.

Región espectral	Ojo	Piel
280 a 315nm (UV-B)	Fotoqueratitis	Aumento de pigmentación
315 a 400nm (UV-A)	Catarata fotoquímica	Oscurecimiento de los pigmentos
400 a 780nm (VIS)	Lesiones fotoquímicas y térmicas en la retina	Reacciones fotosensibles
780 a 1400nm (IR-A)	Catarata, quemadura retiniana	Quemaduras
1,4 a 3,0µm (IR-B)	Visión borrosa, catarata, quemadura corneal	Quemaduras

**Tabla 2.5** Efectos asociados a una exposición excesiva a la radiación [26].

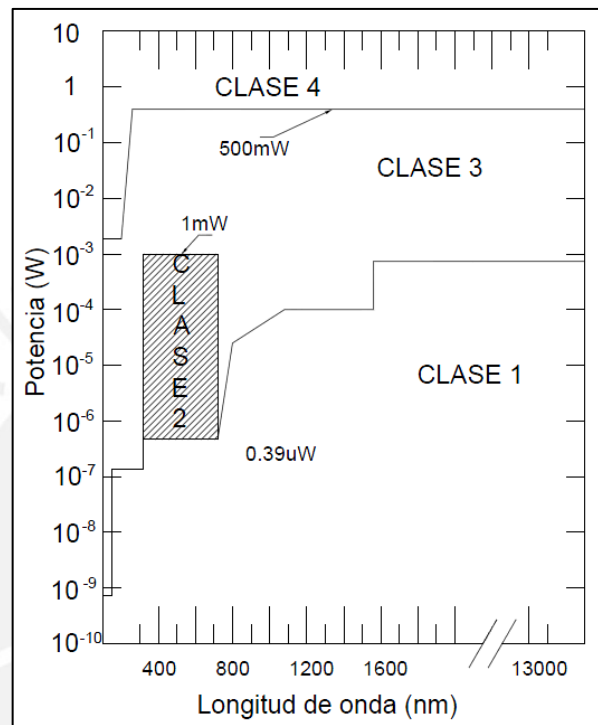
#### 2.4.2. Clasificación de los sistemas láser con base en criterios de seguridad

Es importante agruparlos según su grado de peligrosidad. La clasificación según la norma CEI-825-1984, recogida posteriormente por la norma europea (CEN/CENELEC) EN-60825, que agrupa los láseres en cuatro clases generales, en cada una de ellas se especifican los límites de emisión accesibles (LEAs), o niveles de emisión accesible máximos permitidos dentro de una clase determinada. Conviene aclarar que el nivel de emisión accesible es distinto de la potencia total del láser: se trata del nivel máximo que puede afectar a una persona durante el funcionamiento del sistema láser.

A la hora de establecer los LEAs de una determinada clase, el criterio utilizado es la exposición máxima permisible (EMP), definida como el nivel de radiación láser al que, en circunstancias normales, pueden exponerse los ojos y la piel humanos sin sufrir efectos adversos. Para láseres en funcionamiento continuo, los EMPs se expresan en términos de irradiancia (potencia/área); para láseres pulsados se utiliza la exposición radiante (energía/área). El EMP va a depender de factores como la longitud de onda, la duración del pulso láser y el tipo de tejido humano considerado [26].

El láser que se usará en la presente tesis está dentro de la Clase 3B, dentro de la clasificación según su nivel de peligrosidad (ver figura 2.18).

- **Clase 3B:** la visión directa del haz es siempre peligrosa (en onda continua 5-500mW o 10J/cm<sup>2</sup> en onda pulsada), mientras que la reflexión difusa es normalmente segura.



**Figura 2.18** Clasificación de los láseres continuos según su potencia y longitud de onda [26].

La norma IEC 601-2-22 para equipos médicos eléctricos, establece los requerimientos de seguridad particularmente para los equipos láser usados en terapias y diagnóstico, en la norma establece que los mismos requerimientos para los equipos con diodo láser son los mismos que para equipos con diodos emisores de luz LED [42], en el capítulo 3 se establecen los requerimientos de esta norma que son similares a los de la norma IEC 60601 con algunos requerimientos particulares que son para equipos con diodos luminosos.

## Capítulo 3

### Diseño

En el siguiente capítulo se desarrolla y explica el diseño electrónico del equipo regenerador, en este caso en particular, se busca un equipo el cual emita luz controlada en: potencia luminosa, frecuencia de la onda pulsada y mida el tiempo de tratamiento. Para obtener estas características se emplean dispositivos electrónicos, los cuales se unirán para formar un sistema controlado y programado para cumplir con las características del equipo a diseñar y así posteriormente sea implementado.

#### 3.1. Programación del microcontrolador

Se desarrollará un programa el cual sea capaz de dar todas las características funcionales del equipo, comenzando por una onda cuadrada tipo PWM, la cual pueda ser cambiada en frecuencia cuando se requiera, así mismo se busca controlar el tiempo de uso del equipo a diseñar y controlar la potencia luminosa de los dispositivos mediante bits de control. También es necesario controlar las interfaces de uso externo como son: la pantalla LCD, en donde se muestran los datos a utilizar; el teclado matricial, el cual permite ingresar valores numéricos y elegir distintas opciones, y un indicador LED, que indica el inicio del tratamiento.

Todos estos requerimientos se pueden obtener configurando y programando un microcontrolador, para realizar la programación del mismo es necesario elegir un lenguaje de programación; el cual permite, mediante instrucciones y comandos, configurar las distintas opciones y características del microcontrolador.

Para realizar la programación del microcontrolador se utilizará el lenguaje de programación ensamblador, ya que se tiene el conocimiento y entendimiento de las instrucciones y comandos necesarios para la programación.

El diagrama de flujo principal se basa en 3 puntos importantes: configuración de parámetros, procedimiento y resultados. En la configuración de parámetros se indicará, al microcontrolador, la configuración de los terminales de entradas y salidas, y la configuración de cada temporizador a utilizar. En la sección de procedimiento se desarrolla, mediante instrucciones, la secuencia de comandos para lograr que el equipo cumpla con las características previamente mencionadas, así mismo se hará uso de subrutinas para mejorar el desempeño del programa principal. Los resultados son consecuencia de los 2 pasos anteriores, una vez

configurado y con el procedimiento adecuado se obtendrá lo planteado en el objetivo de la presente tesis.

### 3.1.1. Selección del microcontrolador

El microcontrolador que se elija debe tener las siguientes características:

- El DAC (convertor digital – analógico) requiere de 8 pines (8 bits)
- La pantalla LCD requiere de 11 pines (8 bits de datos y 3 bits de control)
- El teclado matricial requiere de 8 pines (8 bits)
- Generación de onda cuadrada (PWM) (temporizador) (1 pin)
- Un bit para el LED que indica que el equipo está en funcionamiento (1 pin)
- Contabilización del tiempo transcurrido (temporizador)

Por lo tanto debe contar con 29 pines para transferencia de datos, 1 generador de onda cuadrada y 2 temporizadores.

El microcontrolador es un dispositivo electrónico que permite programar las características deseadas y obtener resultados con una alta exactitud (la norma admite un margen de +/-20%). Entre los microcontroladores comercializados en el Perú se encuentran los de Microchip, PIC y los de Atmel, ATmega. Microchip cuenta con 4 familias de microcontroladores de 8 bits, la familia PIC10, PIC12, PIC16 Y PIC18 (ver tabla 3.1), sus diferencias más resaltantes son el número de puertos de entrada/salida, la cantidad de temporizadores y el número de bits de cada temporizador; así mismo Atmel tiene la familia mega AVR en microcontroladores de 8 bits, dentro de la cual destacan los ATmega8 y ATmega16, debido a su disponibilidad en el Perú (ver tabla 3.2).

Familia	Pines I/O	#pin	Velocidad CPU	Temp.	V <sub>op</sub>	Código
PIC10	4 pin	6 pin	4MHz	1-8 bits	2-5.5 Vdc	PIC10F222
PIC12	6 pin	8 pin	32MHz, 32KHz	2-8bit, 1-16bit	1.8-5.5 Vdc	PIC12F1840
PIC16	12-55	14-64	20-32MHz	4-8bit, 1-16bit	1.8-5.5 Vdc	

**Tabla 3.1** Características de los microcontroladores de 8 bits de Microchip [50].

Familia	Código	#PWM	PIN I/O	#PIN	Velocidad CPU	Temp. 8/16-bit	V <sub>op</sub>
mega AVR	ATmega8	3	23	32	16 MHz	2/1	2.7-5.5
mega AVR	ATmega16	4	32	44	16 MHz	2/1	2.7-5.5

**Tabla 3.2** Características de los microcontroladores de 8 bits de ATmel [43].

Tanto los microcontroladores de la empresa Microchip como Atmel cumplen los requerimientos de diseño para poder implementar la presente tesis (ver tabla 3.3).

Código	I/O	CCP (PWM)	Temp. 8/16-bit
PIC16F747	36	3	2/1
ATmega16	32	4	2/1

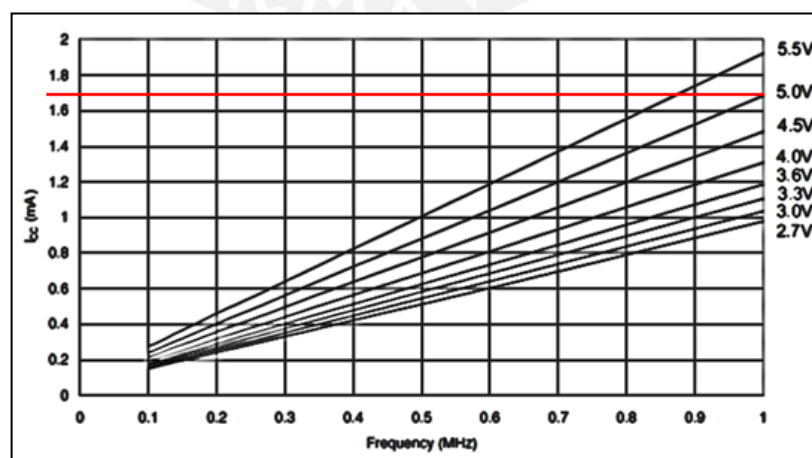
**Tabla 3.3** Microcontroladores de la marca Microchip vs Atmel respectivamente.

El ATmega16, que se utilizará en este diseño, es un microcontrolador de 8 bits de la empresa Atmel, la cual está especializada en el diseño e implementación de microcontroladores y circuitos integrados. Se seleccionó éste por sus principales características, es un dispositivo de alta eficiencia con bajo consumo de energía, tiene 32 registros de propósito general, 16 K Bytes de memoria flash (memoria volátil), 1 KByte de memoria RAM (memoria temporal), 2 temporizadores de 8 bits, 1 temporizador de 16 bits y su frecuencia de trabajo es de 0 a 8MHz, y además porque se cuenta con el conocimiento necesario para poder programar y desarrollar un programa en él.

La empresa Atmel cuenta con certificados de la ISO para la mayoría de su gama de sus productos, lo cual hace del microcontrolador ATmega16 un producto con garantía de correcto funcionamiento. Este microcontrolador es ideal para aplicaciones como la desarrollada en esta tesis, debido a su alta calidad y su bajo costo. Por otro lado en comparación con el ATmega8, el ATmega16 posee 9 puertos de salida y entrada más (ver tabla 3.1), son por estas razones que se elige el ATmega16. Para esta aplicación se usará el lenguaje de programación ensamblador para microcontroladores, el software utilizado será VMLAB que proporciona una interfaz de simulación para los microcontroladores.

El voltaje de operación es de 2.7Vdc a 5.5Vdc, de 0 a 8MHz de ciclo de reloj.

Las condiciones a las que se trabajará serán:  $V_{in}=5Vdc$   $f_{CLK}=1MHz$



**Figura 3.1** Corriente de alimentación [mA] vs frecuencia [MHz](0.1MHz-1.0MHz) [43].

De la figura 3.1 se tiene que la corriente de operación del microcontrolador será,

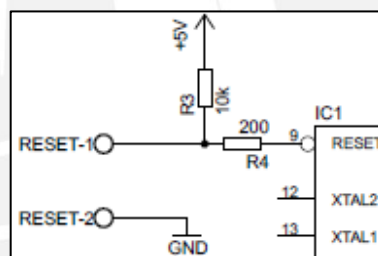
$$I_{\text{microcontrolador}}=1.7\text{mA}$$

El microcontrolador se encargará del procesamiento de datos de entrada y salida entre la pantalla, el teclado matricial y el DAC. Un LED indicará que el equipo está en funcionamiento, debe ser de un color diferente al rojo, se escoge el color verde como señal de advertencia, este es un LED genérico que no requiere de ninguna característica en especial; la corriente de alimentación no debe superar los  $20\text{mA}$ , como precaución de que el microcontrolador no sea afectado.

La alimentación eléctrica del microcontrolador debe ser filtrada de ruido, para evitar ruido o picos en los niveles de voltaje, por esa razón se colocan condensadores entre los pines de alimentación y referencia del microcontrolador.

El botón de parada de emergencia irá conectado al terminal de reinicio del microcontrolador, este terminal que tiene lógica negada, debe estar en nivel lógico '1' para estar desactivado y así el microcontrolador pueda trabajar (ver figura 3.3).

La corriente de consumo de este pulsador es de:  $I_{\text{reset}}=5\text{Vdc}/10.2\text{k}=0.49\text{mA}$



**Figura 3.3** Circuito eléctrico del reinicio general del equipo, el pulsador de reinicio general es conectado a la bornera RESET.

El teclado matricial será conectado al puerto B ( $b0\dots b7$ ), la pantalla LCD será conectado al puerto A ( $b0\dots b7$ ) y sus tres habilitadores al puerto D ( $b0, b1, b2$ ), además al puerto D se conectará una alarma luminosa (PD3) que permanecerá encendida mientras el tratamiento esté en curso, la onda cuadrada generada a partir de los datos ingresados por teclado será obtenida por el puerto D (PD4 OC1B y PD5 OC1A) y la información digital para el DAC se emitirá por el puerto C ( $b0\dots b7$ ). Para mayor información consultar anexos.

### 3.1.2. Programa principal del microcontrolador

Al iniciar el proceso se muestra un mensaje de bienvenida en el cual se indica presionar el botón "Enter" para proseguir con el tratamiento. Luego se muestran 2 opciones posibles, se deberá elegir si se trabajará con LEDs o láser. Si se eligió

LEDS, se almacena una variable con el valor de 1 y si se eligió láser se almacena con el valor de 2, así el programa pueda identificar la opción que se ha elegido. A continuación se muestra un menú con opciones del 1 al 3, en las cuales están los parámetros a configurables del tratamiento: potencia, frecuencia y tiempo. Al ser elegidas se pedirá el dato y se verificará que estén dentro de los rangos permitidos, para así poder procesarlos y convertirlos en valores útiles para los periféricos, además verificará de que ningún dato del tratamiento haya sido omitido. Luego, se mostrarán los valores puestos por el usuario en la pantalla LCD mediante un mensaje, al mismo tiempo se envían los valores útiles a los periféricos para iniciar el tratamiento con las características determinadas por el usuario. Finalmente, a lo largo del tratamiento se verifica constantemente si el usuario quiere hacer una pausa o una parada de emergencia durante el tratamiento.

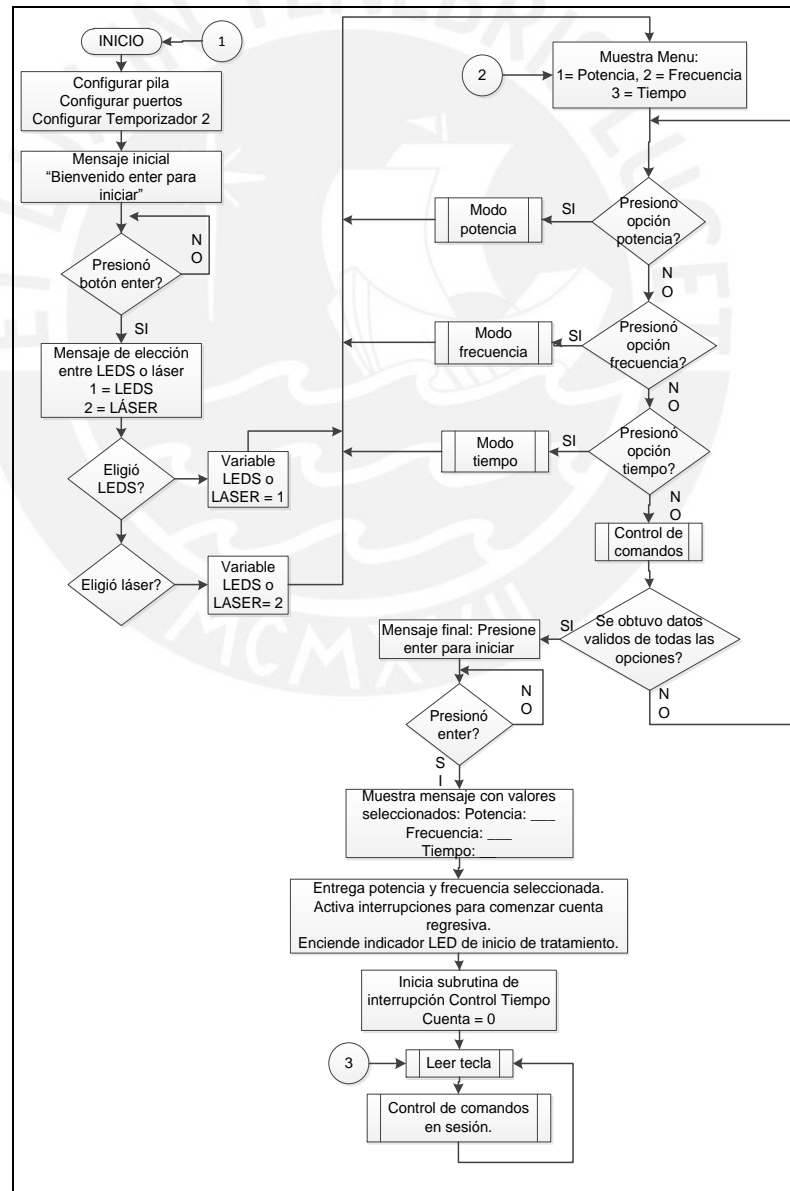


Figura 3.4 Diagrama de flujo del programa principal del ATmega16.

Para mayor información acerca de la configuración de pila, de puertos de entrada y salida, así como las demás subrutinas, consultar los anexos.

### 3.1.3. Configuración de temporizador

Para tener un entendimiento de los registros del microcontrolador a utilizar, se recomienda leer los anexos.

#### - Utilización del temporizador 1:

El uso de este temporizador será de uso exclusivo para generar una onda cuadrada regulable en frecuencia. La onda PWM generada por el microcontrolador, se entrega por el quinto terminal del puerto D (PD4), que además es la salida de un registro del temporizador 1 el cual es OCR1. La generación de la onda PWM se realiza mediando la configuración de los registros del temporizador 1 para la generación de ondas cuadradas.

Las especificaciones del equipo a diseñar requieren una onda cuadrada PWM con periodo regulable, así se podrá controlar la frecuencia de la onda cuadrada, ya que la frecuencia es inversamente proporcional al periodo. Dicha onda PWM debe tener 50% de ciclo de trabajo para que la onda PWM sea simétrica en 'periodo', y así tener una aplicación uniforme y ahorrando energía.

Para obtener la onda PWM solicitada se configuraran los siguientes registros:

TCCR1A y TCCR1B: son registros de 8 bits, que tiene bits de configuración del temporizador 1.

Para la elección del pre-escalador se mostraran los cálculos luego. El tipo de onda cuadrada PWM que seleccionaremos será PWM rápido ya que necesitamos ICR1 como valor tope y OCR1A para controlar el ciclo de trabajo.

ICR1: registro de 16 bits, el cual se divide en 2 registros de 8 bits ICR1H y ICR1L, Este registro configura el periodo de la onda cuadrada PWM.

OCR1A: registro de 16 bits, el cual se divide en 2 registros de 8 bits OCR1AH y OCR1AL. Este registro es el encargado de obtener el ciclo de trabajo de la onda PWM, este ciclo de trabajo se obtiene mediante el cambio de 1 lógico a 0 lógico, o viceversa, justo en la mitad del periodo, así se obtiene el 50% de ciclo de trabajo.

Los valores de los registros ICR1 y OCR1A son almacenados en tablas, ya que según la especificación de lo requerido, la frecuencia de los LEDs o el diodo láser, debe ir de 1Hz a 100Hz, por lo tanto habrá 100 valores distintos para cada registro.

Los valores para cada registro se obtienen mediante fórmulas dadas por el fabricante. A continuación se realizara el cálculo para los valores del registro ICR1 el cual configura el periodo y así la frecuencia.

$$ICR1 = \frac{\text{frecuencia del microcontrolador}}{(\text{pre-escalador}) * \text{frecuencia deseada}} - 1 \quad \text{ec. (4)}$$

Se tienen 2 datos ya conocidos para remplazar, los cuales son la frecuencia del microcontrolador (1MHz) y la frecuencia deseada (1 – 100Hz).

Para obtener la variable faltante deberemos tener en cuenta lo siguiente:

- El registro ICR1 como mencionado antes es un registro de 16 bits por lo cual el valor máximo será \$FFFF en hexadecimal, es decir 65535 en decimal.
- Los valores posibles del pre-escalador son impuestos por el fabricante, estos valores son fijos y se puede elegir alguno de ellos depende de lo que requiera el usuario. Los valores designados son: 8, 64, 256, 1024.

Como los valores deseados de frecuencia se encuentran dentro de un rango, se remplaza dichos valores para obtener el valor del pre-escalador.

Si la frecuencia deseada es 1Hz.

Como se muestra en la ecuación 9, el valor del registro ICR1 es inversamente proporcional a la multiplicación de la frecuencia deseada con el pre-escalador. Como dicho anteriormente el valor máximo del registro ICR1 es 65535 decimal, así obtenemos valor mínimo del pre-escalador.

$$65535 \geq \frac{1000000}{(\text{pre-escalador}) * 1} - 1 \quad 65536 * (\text{pre-escalador}) \geq 1000000$$

$$(\text{pre-escalador}) \geq 15.258$$

Si la frecuencia deseada es 100Hz

De la misma manera se obtiene el valor máximo del pre-escalador remplazando en ICR1 el mínimo valor posible.

$$0 \leq \frac{1000000}{(\text{pre-escalador}) * 100} - 1 \quad (\text{pre-escalador}) \leq 10000$$

Así se observa que el pre-escalador tiene un valor mínimo de 15.258 y un máximo de 10000. Como mencionado antes los únicos valores elegibles para el pre-escalador son 8, 64, 256, 1024; de esta manera se elegirá el pre-escalador más próximo el cual será el valor de 64.

Se debe tomar en cuenta que a un mayor valor de pre-escalador, mayor será el consumo de energía. Por esta razón se eligió el menor valor posible que cumpla el rango para el valor del pre-escalador.

En la ecuación 9 se remplazan los valores utilizados en frecuencia para obtener así el valor del registro ICR1A.

$$ICR1 = \frac{1000000}{64 * \text{frecuencia deseada}} - 1$$

Los resultados para cada valor de ICR1 correspondiente a cada frecuencia deseada, serán remplazados dependiendo de la frecuencia seleccionada.

Para el ciclo de trabajo se configura el registro OCR1A el cual se obtiene con la misma fórmula con la que se obtuvo el valor de ICR1A. Como el pre-escalador ya está elegido el valor del registro OCR1A será la mitad del valor del registro ICR1A, ya que se desea obtener el 50% de ciclo de trabajo.

$$OCR1A = ICR1A * \% \text{ ciclo de trabajo} \quad \text{ec.(5)}$$

En anexos se muestran los resultados de remplazar los valores en la ecuación 10.

#### – Utilización del temporizador 2

El uso del temporizador 2 es exclusivamente para el control del tiempo, para realizar esta tarea, se hace uso de la interrupción por comparación exitosa del temporizador 2, la cual está configurada para ejecutar una interrupción de 0.25 segundos. Cuando se produce una interrupción se activa una cuenta, por lo tanto almacenará el número de veces que contabilizó 0.25 segundos, si fueron 4 veces otro contador indicará que transcurrió 1 segundo, así mismo el segundo contador al llegar a 60 contabilizará 1 minuto, finalmente el contador de minutos se comparará con el valor ingresado para el tiempo de tratamiento, por lo cual solo se finalizará el tratamiento cuando el valor del contador y el valor designado por el usuario para el tiempo de tratamiento sean iguales. En ese momento se desactivan todas las salidas del microcontrolador y el equipo queda en un estado de reposo.

Para lograr que el temporizador 2 funcione según las especificaciones requeridas, es necesario configurar este usando los registros dados por el fabricante. Además se necesitara elegir un pre-escalador para el temporizador 2 y se debe demostrar el por qué la interrupción se da cada 0.25 ms y no cada minuto, ya que si fuese cada minuto solo bastaría una comparación y no realizar una secuencia de comparaciones. Estos registros necesarios para la configuración son: TCCR2, TIMSK, OCR2.

La tabla de registros TCCR2 y TIMSK, donde se muestran los bits de configuración del temporizador 2; la tabla de bits de configuración del temporizador 2 para la elección del pre-escalador; la tabla de bits de configuración del temporizador 1 para la elección del tipo de onda y la tabla de bits de configuración del temporizador 1 para la elección del modo de onda, se mostrara en anexos

Según la hoja de datos del microcontrolador, los registros TCCR2 y TIMSK son los registros que se utilizan para realizar la configuración del temporizador 2, y el registro OCR2 se utiliza para poner el valor tope de cuenta, el cual debe ser el valor equivalente para que hayan transcurrido 250ms o 0.25s.

Para hallar el valor del registro OCR2, en la hoja de datos el fabricante indica la siguiente fórmula:

$$OCR2 = \frac{\text{frecuencia del microcontrolador}}{(\text{pre-escalador}) * (\frac{1}{\text{tiempo deseado}})} - 1 \quad \text{ec.(6)}$$

Se debe tener en cuenta que el registro OCR2 es un registro de 8 bits por lo cual el máximo valor en decimal será 255. Además el valor del pre-escalador, así como en el caso del temporizador 1, tiene valor fijo los cuales pueden ser: 8,64, 256, 1024. Así pues, remplazamos en la ecuación 11, los siguientes datos:

Frecuencia del microcontrolador=1MHz y OCR1 = 255

$$255 \geq \frac{1000000}{(\text{pre-escalador}) * (\frac{1}{\text{tiempo deseado}})} - 1 \quad \frac{(\text{pre-escalador})}{\text{tiempo deseado}} \geq 3906.25$$

Si el tiempo deseado es 1 segundo se tendría: (pre – escalador) ≥ 3906.25

Como se muestra, si el valor elegido para que la interrupción suceda es 1 segundo, no hay valor de pre-escalador posible que cumpla con lo indicado. Por esta razón se procederá a bajar el tiempo deseado para que la interrupción ocurra y así poder dar un valor para el pre-escalador.

Para poder contabilizar el tiempo, es necesario que el tiempo deseado para que suceda la interrupción tenga un valor entero, de tal manera que este valor multiplicado por otro número entero de exactamente 1 segundo. Por ejemplo:

1segundo = 1000ms
1000ms/2 = 500ms
1000ms/3=333.33ms
1000ms/4=250ms
...
1000ms/1000=1ms

**Tabla 3.4** Valores posibles para ejecutar interrupción con temporizador 2

Si se desea ganar eficiencia en el temporizador, la interrupción deberá generarse lo menos posible, así se tendrá menos cuentas y comparaciones para llegar a 1 segundo. Por lo tanto si elegimos 500ms para completar el segundo serán necesarias sólo 2 interrupciones. Si remplazamos a un valor deseado de 0.5s:

$$\frac{(\text{pre-escalador})}{0.5} \geq 3906.25 \quad (\text{pre} - \text{escalador}) \geq 1953.125$$

Aun el valor del pre-escalador es muy alto, por lo tanto se remplaza el siguiente valor posible. Si remplazamos con 333.3ms o 0.333 s:

$$\frac{(\text{pre-escalador})}{0.333} \geq 3906.25 \quad (\text{pre} - \text{escalador}) \geq 1300.78$$

Aun así, no cumple con algún valor posible para la elección del pre-escalador, por lo tanto se remplaza el siguiente valor. Si remplazamos con 250ms:

$$\frac{(\text{pre-escalador})}{0.250} \geq 3906.25 \quad (\text{pre} - \text{escalador}) \geq 976.5625$$

Ahora se tiene un valor de pre-escalador elegible el cual sería 1024. Se remplaza según la ecuación 11 y se obtiene el valor del registro OCR2 para los siguientes datos: Frecuencia del microcontrolador=1MHz      Pre-escalador a 1024

Tiempo deseado: 250 ms

$$\text{OCR2} = \frac{1000000}{(1024) * \left(\frac{1}{0.250}\right)} - 1 \quad \text{OCR2} = 243.14$$

Remplazando se obtiene que el valor de OCR2 debe ser 243.14, pero se redondea al entero más próximo ya que el valor de OCR2 debe ser entero positivo. Por lo tanto se obtiene el valor de OCR2 es igual a 243.

#### 3.1.4. Subrutinas

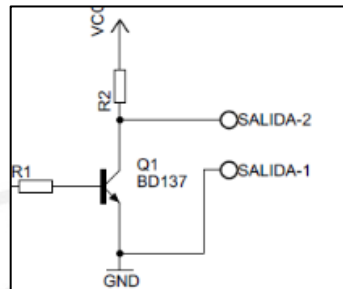
Debido a lo extenso de la explicación de las subrutinas, se explicara de manera completa y detallada en los anexos.

### 3.2. Circuito de potencia de la matriz de diodos emisores de luz

El tratamiento será de luz pulsada; para darle esta característica y que sea de frecuencia controlada digitalmente, el microcontrolador generará una onda cuadrada de frecuencia variable.

Para poder entregar la corriente necesaria a los diodos mientras estos conmutan por la señal generada por el microcontrolador es necesario el uso de un transistor, estos varían por su capacidad de ganancia, tiempo de conmutación, configuración, tamaño y corriente máxima. A esto se le llama: etapa de ganancia de corriente y conmutación del circuito

En la parte superior de la figura 3.5 se tiene la salida del convertor digital a analógico el cual entrega una caída de potencial ( $V_{cc}$ ), esta es puesta en un buffer de potencia para proteger el DAC y para generar una ganancia en corriente al nodo  $V_{cc}$ . Si se varía el voltaje de salida del convertor, varía el voltaje que está en el colector del transistor de conmutación. La matriz de LEDs y el diodo láser usan el mismo circuito, el cual mediante su resistencia asociada se podrá regular la corriente que fluya por el dispositivo de emisión de luz.



**Figura 3.5** Circuito esquemático del transistor conmutador del módulo de potencia.

Para poder determinar las características de diseño de la resistencia  $R_2$  y del transistor  $Q_1$  es necesario hacerlo a condiciones críticas de funcionamiento, es decir a máxima potencia emitida por los diodos. Para hallar la resistencia  $R_2$  (ver figura 3.5) se escoge la menor resistencia entre la asociada a la matriz de LEDs y al diodo láser, debido a que esta es común a los dos, por lo tanto:  $R_2=14\Omega$

Para hallar las características eléctricas del transistor  $Q_1$ :

$$V_{cc}=10\text{ Vdc} \quad R_2=14\Omega \quad V_{ce}(\text{saturación})=0.2\text{ Vdc (teórico)}$$

$$I_{Ctrans}=(10\text{ Vdc}-0.2\text{ Vdc})/14\Omega \quad \rightarrow \quad I_{Ctrans}=0.7\text{ A}$$

Para el diseño se sugiere usar un transistor tipo NPN cuyas características eléctricas sean:  $I_c(\text{saturación})>714.29\text{ mA}$   $V_{ce}>10\text{ Vdc}$

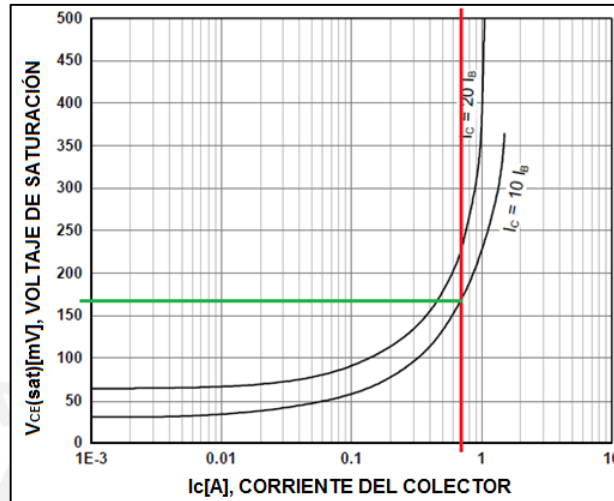
$$\text{Condición de diseño: } I_b/I_c=1/10 \quad I_b>70\text{ mA}$$

Los transistores especificados en la tabla 3.5 cumplen con los requisitos de diseño, pero el factor que determina escogerlo será la disponibilidad en el mercado peruano, entre los cuales se puede encontrar el integrado BD137.

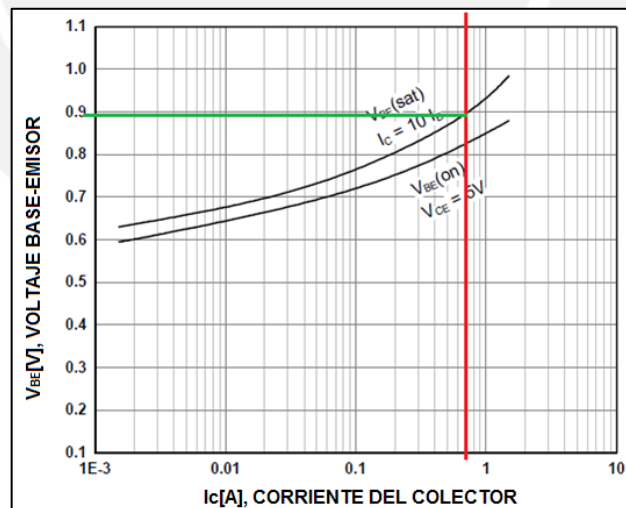
Código	Icolector	V c-e	Gan en I	Ibase	Precio
BD135	1.5A	45	40@150mA, 2VDC	0.5A	0.62
BD137	1.5A	60	40@150mA, 2VDC	0.5A	0.62
BD139	1.5A	80	40@150mA, 2VDC	0.5A	0.62
2N2102	1A	65	40@150mA, 10VDC	-	1.29

**Tabla 3.5** Circuitos integrados que cumplen las características mínimas requeridas.

Para una condición de saturación del transistor se tiene corriente en el colector ( $I_c$ )  $700\text{mA}$  se obtiene teóricamente voltaje colector emisor ( $V_{ce}(\text{saturación})$ )  $165\text{mV}$  donde  $I_c=10I_b$ , según el fabricante del componente BD137 (ver figura 3.6) y el voltaje base emisor (ver figura 3.7), para una condición de saturación del transistor se tiene corriente en el colector ( $I_c$ )  $700\text{mA}$ , se obtiene teóricamente voltaje base-emisor ( $V_{be}$ )  $0.89\text{V}$ .



**Figura 3.6** Voltaje colector emisor del transistor en saturación, la intersección de la recta roja y verde es a las condiciones que trabajará este componente. Imagen adaptada de la hoja de datos del transistor BD137.



**Figura 3.7** Voltaje base emisor, la intersección de la recta roja y verde es a la condición que trabajará este componente. Imagen adaptada de la hoja de datos del transistor BD137.

Para limitar la corriente requerida en la base cuando entra en corte se agregó la resistencia R1 (ver figura 3.5) cuyo valor está determinado por:

EL valor del '1' lógico entregado por el microcontrolador fluctúa entre 4Vdc y 5Vdc

Por lo tanto en el peor de los casos  $V_{micro}=5Vdc$

Para hallar R1 se tiene:  $V_{micro}=5Vdc$        $V_{be}=0.89Vdc$        $I_b > 70mA$

Se tiene:  $(5Vdc-0.89Vdc)/R1 > 70mA \Rightarrow R1 < 58.71\Omega$

Los valores más cercanos entre las resistencias comerciales son de 56Ω y 47Ω con tolerancia de +/-5% con lo cual los valores máximos serían 58.8Ω y 49.35 Ω respectivamente, por lo tanto se recomienda utilizar la resistencia de 47Ω con tolerancia de +/-5%, pues se asegura que siempre está dentro del rango permisible.

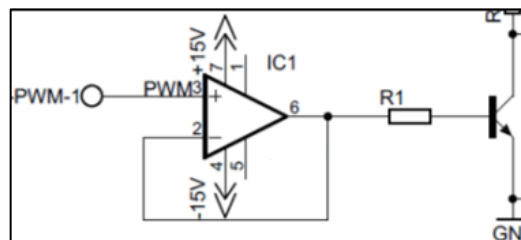
$$R1 = [44.65, 49.35] \Omega \quad I_b = \frac{5Vdc - 0.89Vdc}{R1} mA \quad P = (5 - 0.89) * I_b mA$$

$$I_b = [83.28, 92.05] mA \quad P = [342.28, 378.33] mW$$

La corriente proporcionada a la base del transistor es la que deberá proporcionar el microcontrolador, mas estos dispositivos sólo pueden proveer una corriente máxima de 20mA por lo tanto es necesario agregar componentes intermedios que puedan proveer una corriente mayor a la de diseño.

Para proteger y aislar al microcontrolador del circuito de potencia, mientras se sigue la señal en frecuencia y amplitud, se sugiere usar un seguidor de voltaje (OPAMP en configuración buffer) cuyas características eléctricas sean:  $I_o > 92.05mA$

Al entregar la onda cuadrada en la base del transistor este funcionará como un conmutador de onda, que conmutará entre corte y saturación, esto llevará a prender y apagar los diodos conectados en la "SALIDA". El transistor entra en corte al recibir un '0' lógico y entra en saturación al recibir un '1' lógico, al entrar en corte se encenderán los diodos y en saturación se apagarán, según la configuración del transistor (ver figura 3.8).



**Figura 3.8** Circuito conmutador del diodo.

La onda cuadrada será generada por el microcontrolador y el OPAMP transmitirá la onda cuadrada limitando la corriente exigida al microcontrolador.

Es necesario incluir una etapa de potencia entre el convertor de señales digitales a analógicas para poder obtener los niveles de corriente requeridos por los diodos.

Para variar la potencia luminosa de salida del diodo se controla la corriente que fluye por este, variando el voltaje de alimentación, para que esta función sea digital se hace uso de un convertor de señales digitales a analógicas (DAC, por sus siglas en inglés "Digital Analog Converter"). La señal digital es provista por el microcontrolador hacia el DAC, pero la señal de este no puede energizar directamente al diodo, debido a que la corriente máxima de salida es de sólo  $2mA$ , no cumple con las características del diseño.

La condición crítica de diseño será la corriente máxima en el colector del transistor en saturación ( $700mA$ ), se debe utilizar un seguidor de voltaje que pueda proveer este nivel de corriente, como un amplificador operacional de potencia.

Los amplificadores operacionales "OPAMP" son dispositivos electrónicos que brindan características eléctricas tales como alta impedancia de entrada, ancho de banda casi infinito, impedancia de salida casi nula e inmunidad al ruido. En configuración buffer o seguidor de voltaje (ver figura 3.10), se puede proteger enlaces entre el sistema de control y el sistema de potencia, así como garantizar niveles de voltaje o lógicos fijos, esta configuración también permite eliminar el efecto de carga. Las características eléctricas que debe cumplir el amplificador operacional de esta etapa son:  $I_o > 700mA$   $I_{bias} < 20mA$

Voltaje de salida máximo debe ser mayor al que proveerá el DAC:  $V_{m\acute{a}x} > 10V_{dc}$

Código	Ancho de banda de ganancia	Corriente de salida	Fuente de voltaje	Precio USD
TCA0372	1.4MHz	1A	+/-2.5V~20	1.34
L165V	-	3A	+/-6V~18	1.71
OPA2544T-nd	1.4MHz	4 A	+/-10V~35	24
OPA544FKTTT	1.4MHz	4 A	+/-10V~35	20.93

**Tabla 3.6** Amplificadores operacionales que cumplen características eléctricas requeridas.

Por sus características eléctricas, precio y disponibilidad, el amplificador operacional de potencia TCA0372 puede ser implementado como circuito de potencia entre el DAC y el colector del transistor, y entre el microcontrolador y la base del transistor. Características eléctricas indicadas por el fabricante son:

Corriente máxima de salida:  $I_o = 1A$       Voltaje de alimentación:  $V_{cc} = +/-15V_{dc}$

Corriente de entrada bits:  $I_b = 100nA$

Corriente total necesaria para el circuito de potencia entre el DAC y el transistor:

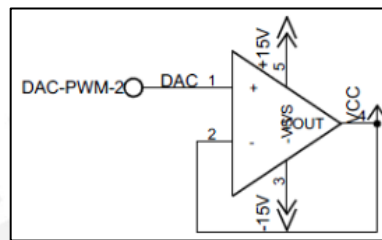
$$I_{TCA0372} = I_{bias} + I_{colector} + I_{quiescent} \quad \Rightarrow \quad I_{TCA0372} = (0.1 \cdot 10^{-3} + 700 + 10) \text{mA}$$

Corriente total consumida por el circuito integrado TCA0372 (1):  $I_{TCA0372} = 710 \text{mA}$

Corriente total necesaria por el circuito de potencia entre el microcontrolador y el transistor:

$$I_{TCA0372} = I_{bias} + I_{colector} \quad \Rightarrow \quad I_{TCA0372} = (0.1 \cdot 10^{-3} + 70) \text{mA}$$

Corriente total consumida por el circuito integrado TCA0372 (2):  $I_{TCA0372} = 70 \text{mA}$



**Figura 3.9** Configuración buffer de un OPAMP.

### 3.2.1. Selección del diodo emisor de luz

Los LEDs tienen potencia luminosa regulable, aquí se muestran algunos modelos de diodos emisores de luz.

	ASMT-QRB2-FCD0E			ELD-670-524			LR W5AM-HZJZ-1			
Fabricante	Avago			Roithnet LáserTechnik			Osram			
Tipo	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Unid
<b>Especificaciones ópticas</b>										
Longitud de onda central		624		660	670	680	620	625	632	nm
Eficiencia luminosa		21			-			59		lm/W
Flujo luminoso	7	9.8	11.5		-		39	53	71	lm
Potencia luminosa	333.3	466.6	547.6		8	18	661	898	1203	mW
<b>Especificaciones eléctricas</b>										
Voltaje de operacion		2.7	3.25		1.8	2.2	2	2.2	2.6	V
Corriente de operacion		150			50			400		I
Precio	2			1.5			2.5			USD

**Tabla 3.7** Características eléctricas y ópticas de LEDs de tres distintos fabricantes.

Se podría escoger cualquier LED de las potencias luminosas en onda continua de los indicados en la tabla anterior (ver tabla 3.7), puesto que en cualquier caso se podría obtener los  $4J/cm^2$  de energía óptima para el tratamiento de fototerapia.

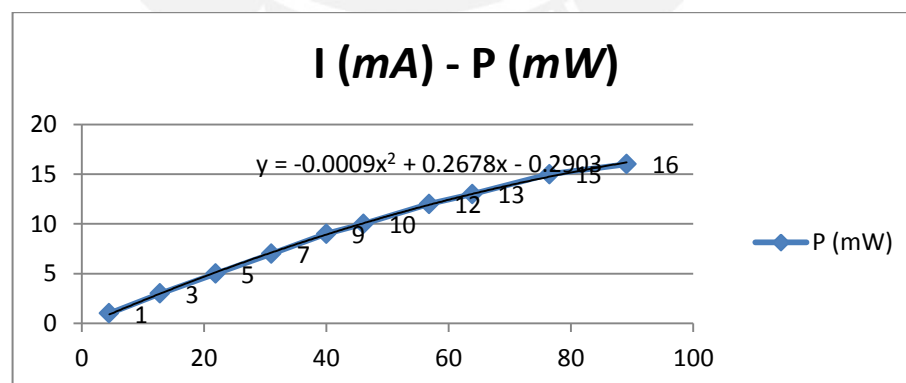
En el mercado peruano se encontró un LED ultrabrillante, del cual la única información con la que se cuenta es su longitud de onda, que será comprobada con el uso de un fotómetro. Debido a que no se cuenta con una hoja de datos provista por el fabricante se deben realizar pruebas para determinar la tabla de correspondencia entre la potencia luminosa emitida [ $mW$ ], la corriente de paso por el diodo [ $mA$ ], y el voltaje entre el ánodo y el cátodo del diodo [ $Vdc$ ].



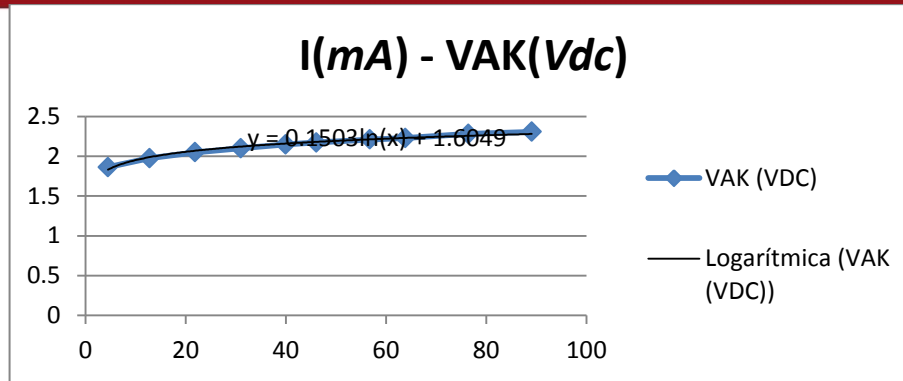
**Figura 3.10** Diodo emisor de luz de  $660nm$ , potencia luminosa  $15mW$ .

Las pruebas consistieron en medir la corriente, voltaje entre el ánodo-cátodo y el voltaje de alimentación, para una potencia luminosa de 1, 3, 5, 7, 9, 10, 12, 13, 15 y  $16mW$  (ver tabla A.3 en anexos).

Para determinar la ecuación de correspondencia entre la corriente y la potencia irradiada por el LED (ver figura 3.11) y la ecuación de correspondencia entre la corriente y el voltaje entre el ánodo y el cátodo (ver figura 3.12), se hizo uso de los datos presentados en la tabla A.3, puesta en los anexos, con estos datos se podrá diseñar y ajustar el equipo.

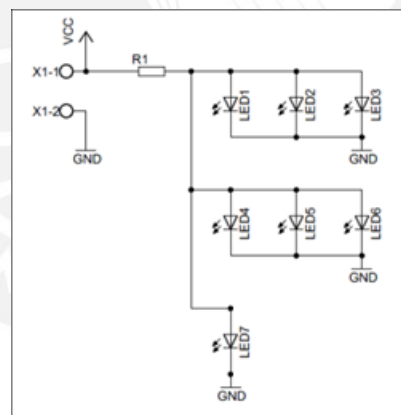


**Figura 3.11** El eje Y indica la potencia luminosa irradiada por el LED cuando se excita con la corriente indicada en el eje X.



**Figura 3.12** El eje Y indica el voltaje o caída de potencial entre el ánodo y el cátodo del LED cuando se excita con la corriente indicada en el eje X.

El diagrama electrónico básico de la conexión de una matriz de LEDs está compuesto por una fuente de alimentación, una resistencia que limite el flujo de corriente y los diodos (ver figura 3.13). Para obtener condiciones similares al del tratamiento con el diodo láser se sugiere usar la misma potencia luminosa que se eligió para este. Cada LED puede emitir una potencia luminosa máxima de  $15mW$ , se usará una matriz de 7 LEDs, para poder alcanzar teóricamente una potencia luminosa igual o mayor a  $100mW$ , para obtener condiciones clínicas similares se tendrá la misma potencia luminosa con diodo láser y LEDs.



**Figura 3.13** Diagrama esquemático de la matriz de LEDs

La selección de la resistencia asociada se calcula según las características de las condiciones críticas, es decir a  $105mW$ .

Si se diseña utilizando una sola resistencia para la matriz de LEDs

$$R1 = \frac{V_{cc} - V_{ak}}{I_{m\acute{a}x} * 7}$$

De la tabla A.3

$$I_{m\acute{a}x} = 7 * 76.5 \text{ mA} \quad V_{ak} = 2.281 \text{ Vdc}$$

$$R1 = \frac{V_{cc} - 2.281}{76.5 * 0.001 * 7} \Omega \quad \text{ec. (7)}$$

$$P = (V_{cc} - V_{ak}) * I * 7$$

$$P = (V_{cc} - 2.281) * 76.5 * 7mW \quad \text{ec. (8)}$$

El valor de  $V_{cc}$  será determinado más adelante, puesto que pertenece a otro módulo del equipo, este es provisto por el DAC.

Los LEDs que se utilizarán debido a su disponibilidad son de  $15mW$  de potencia luminosa máxima según el fabricante:

Longitud de onda pico	Potencia máxima de salida	Corriente de umbral	Corriente de operación ( $15mW$ )	Voltaje de operación
$\lambda = 660nm$	$P_e = 15mW$	$I_{umbral} = 4.5mA$	$I_{operación} = 90mA$	$V_{A-K} = 1.9Vdc$

**Tabla 3.8** Características eléctricas y ópticas de LED a utilizar.

### 3.2.2. Configuración de control de potencia en diodo emisor de luz y láser

Se utilizará el puerto B del microcontrolador ATmega16 para uso exclusivo del control de potencia luminosa para los LEDs o diodo láser, ya que es necesario poder controlar la corriente o el voltaje a entregar a los dispositivos pasivos. Las necesidades del equipo a diseñar, requiere que se entregue una onda pulsada desde microcontrolador para así controlar la frecuencia.

Se tiene conocimiento por lo especificado por el fabricante que el microcontrolador solo puede brindar en cada terminal  $20mA$ , en este caso por el quito terminal del puerto D (PD4) se obtiene la onda cuadrada PWM la cual tiene un valor fijo en voltaje y una entrega de corriente máxima de  $20mA$ .

Debido a que el microcontrolador no es capaz de entregar suficiente corriente en la onda PWM generada, además de no poder controlar el voltaje de salida de dicha onda, se optara por realizar el control de potencia digitalmente a través de un circuito de potencia el cual fue explicado en el punto 3.2.

Así pues en esta sección se ahondara en la parte de control de la potencia que se logra a través del microcontrolador. La configuración para el control de potencia luminosa es muy sencilla para el microcontrolador, ya que el convertidor digital analógico convertirá las instrucciones en bits que entrega el microcontrolador a señales de voltaje y corriente, luego el circuito de potencia realizara la entrega de potencia eléctrica necesaria para el funcionamiento de los dispositivos LED y láser diodo.

La configuración del microcontrolador consiste en entregar un cero lógico al convertidor digital analógico cuando el dispositivo no esté en uso, así como entregar un valor en bits en el puerto cuando se requiera la potencia seleccionada. Ya que se trata de un puerto con 8 terminales se tiene 256 valores posibles, desde el 0 hasta el 255 en base decimal, para entregar al convertidor digital analógico, por otra parte los valores ingresados por el teclado matricial son valores que van desde el 1 al 100.

Debido a que no hay un cambio significativo, en pasos de  $1mW$ , en términos de potencia luminosa entregada para el tratamiento, se estableció que el cambio de potencia luminosa sería en cada  $5mW$ , es decir que el primer valor es  $0mW$ , cuando el dispositivo no está activo; el segundo valor sería  $5mW$ , cuando se ingresa  $5mW$  como valor seleccionado; el tercero  $10mW$  y así sucesivamente hasta llegar a los  $100mW$ . Así pues los valores que no sean múltiplos de 5 no estarán en el rango de aplicación, por lo cual si se ingresa algún otro valor, se mostrara un mensaje en la pantalla LCD, indicando que el valor ingresado no es válido.

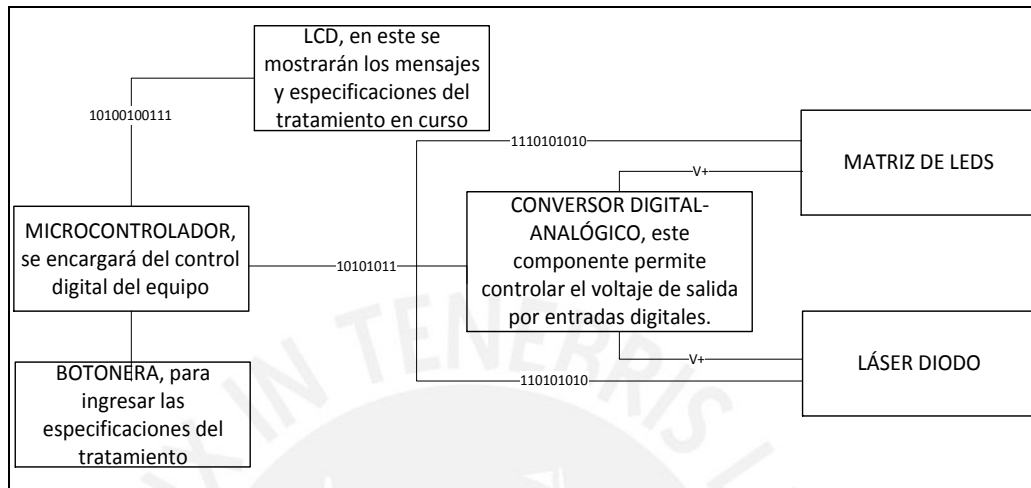
Con todo lo expuesto para el control del potencia se deduce lo siguiente: a cada valor ingresado por teclado le corresponde un valor en bits el cual será transmitido desde el microcontrolador por el puerto B hacia el convertidor digital analógico y luego al circuito de potencia. Este valor en bits será equivalente a la potencia que se quiera entregar a los LEDS o láser diodo, esto será posible controlando el voltaje entregado al dispositivo.

Los valores a entregar al conversor digital analógico se obtendrán luego de tabular las ecuaciones para los LEDS y láser (ver figura 3.11, 3.12, 3.17, 3.18) , estos valores son almacenados en una tabla dentro del programa del microcontrolador, dicha tabla está configurada para guardar valores de 8 bits con una dirección específica para poder ubicarlos, de esta manera se puede entregar el valor en bits al conversor digital analógico, para que a su vez este entregue el valor de voltaje correspondiente a la potencia seleccionada por el usuario. Los valores en bits para cada potencia posible se mostrarán en la tabla A.4 y tabla A.5 en los anexos.



### 3.3.1. Módulo de programación y control

El siguiente esquema muestra el enlace entre los periféricos externos, los cuales permiten el ingreso de datos y la visualización de los mismos, y la unión del microcontrolador con el conversor digital analógico y los elementos pasivos. (ver figura 3.15)



**Figura 3.15** Esquema del módulo de programación y control

### 3.3.2. Sistema de interfaz de usuario

La explicación de la selección de la pantalla de cristal líquido y selección del teclado matricial se realizara en los anexos.

### 3.3.3. Selección del conversor de señales digitales a analógicas

El convertidor de señales digitales a analógicas o DAC es un dispositivo electrónico que convierte datos digitales en niveles de voltaje o corriente. Estos se clasifican según el número de bits, el tiempo de respuesta, la transferencia de datos, potencia de disipación, temperatura de operación, tipo de montaje y empaque.

Entre los DACs más comercializados se encuentran los que tienen un rango de conversión entre 8 a 12 bits y pueden ser de transferencia de datos paralela o serial, es recomendable una cantidad de bits mayor, debido a que aumenta la precisión del componente.  $\text{Precisión} = 2^{\#\text{bits}}$ .

Para poder utilizar los circuitos integrados con comunicación serial, se tendría que crear una subrutina de transferencia de datos en el microcontrolador, a diferencia de la transmisión paralela que necesitaría una cantidad de pines proporcional al número de bits de conversión, por fines prácticos se sugiere utilizar transmisión paralela (ver tabla 3.9).

Código	#Bits	Comunicación	Potencia de disipación	Precio	Tiempo de establecimiento
DAC0800LCN	8	Paralela	174mW	1.71	100ns
DAC0808LCN	8	Paralela	305mW	2.06	150ns
DAC0802LCN	8	Paralela	174mW	1.71	100ns
MX7545KN	12	Paralela	450mW	13.36	2000ns
MAX503CNG	10	Paralela	1070mW	7.08	25000ns

**Tabla 3.9** Conversores analógicos digitales cuyas características cumplen los requerimiento mínimos para el equipo.

En el mercado peruano se pudo encontrar únicamente el circuito integrado DAC0802, cuyas características son:

- Comunicación paralela
- Número de bits de conversión = 8bits
- Error en escala completa=+/-1 LSB

El bit7 define si es voltaje positivo o negativo, y para el diseño sólo se usará la escala positiva es por esto se cuenta con 127 valores que irán de 0Vdc a 10Vdc teóricamente (indicado en la hoja de datos del fabricante), con una corriente a escala completa de 2mA, esto indica que es necesario una etapa de potencia que pueda proporcionar la corriente necesaria para poder energizar los diodos.

La configuración para su funcionamiento se encuentra en la hoja de datos del fabricante, así como las configuraciones posibles con este dispositivo.

El voltaje de alimentación del diodo será dado por el DAC, puesto que es este componente el que se usa para controlar digitalmente la potencia emitida por el diodo, por lo tanto:  $V_{cc} \leq 10V_{dc}$

La ecuación de la resistencia asociada al LED es:

De la ec.7

$$R_{led} = \frac{V_{cc} - 2.281}{76.5 * 0.001 * 7} \Omega$$

$$R_{led} \leq 14.42 \Omega$$

De la ec.8

$$P_{led} = (V_{cc} - V_{ak}) * I * 7$$

$$P_{led} = 4133.53 \text{ mW}$$

La ecuación de la resistencia asociada al láser diodo es:

De la ec.9

$$R_{\text{láser}} = \frac{V_{cc} - 3.24}{118.39 * 0.001} \Omega$$

$$R_{\text{láser}} \leq 57.1 \Omega$$

De la ec.10

$$P_{\text{láser}} = (V_{cc} - V_{ak}) * I$$

$$P_{\text{láser}} = 800.32 mW$$

La configuración del DAC, en la figura A5 de los anexos, es la recomendada por el fabricante en la hoja de datos, esta será utilizada en la presente tesis, con esta configuración se puede obtener de  $-10V_{dc}$  a  $+10V_{dc}$ , con saltos de aproximadamente  $0.08V_{dc}$  por cada bit de diferencia:

$V_{cc}=10V_{dc}$       #de valores posibles= $2^7$        $\Delta$ : diferencia de voltaje/bit

$$\Delta = 10V_{dc}/2^7$$

$$\Delta = 0.078125V_{dc}/\text{bit}$$

Estos valores serán verificados experimentalmente, con pruebas en el capítulo 4.

El DAC0802 convierte la señal digital en una corriente proporcional a la misma y mediante un divisor de voltaje este es convertido en voltaje, es por esta razón que en la salida de corriente I- e I+ del DAC se adjunta una fuente V+ ( $10V_{dc}$ ) y dos resistencias de  $10k\Omega$ .

### 3.4. Circuito de potencia del láser diodo

El circuito de potencia del láser diodo será el mismo que es usado para el diodo emisor de luz, la diferencia de cuanto voltaje que se le suministre al elemento pasivo, será controlado por el microcontrolador.

#### 3.4.1. Selección del diodo láser

Los diodos láser tienen potencia luminosa regulable, esta correspondencia se encuentra detallada en la hoja de datos del fabricante.

La empresa Roithner LáserTechnik provee diodos láser de longitudes de onda desde los  $375nm$  (UV) hasta de longitudes de onda mayor a los  $1500nm$  (IR) y de potencia luminosa de salida máxima de  $5mW$  hasta  $1000mW$ , se escogen 3 diodos láser mostrados en la tabla 3.2.

El láser diodo de GaAlInP tiene una longitud de onda en el rango de  $630-685nm$ , según estudios realizados por Farouk A.H. Al-Watban, MSc, PhD, y Bernard L. Andres, MT(AMT) en "LÁSER PHOTONS AND PHARMACOLOGICAL

TREATMENTS IN WOUND HEALING”, en un estudio llevado a cabo con siete diferentes diodos láser de diferentes longitudes de onda (442, 514, 632.8, 670, 780, 830, 1600)*nm* se demostró que la absorción de los fibroblastos y la aceleración de la curación de heridas fue máxima a los 632.8*nm*; es por esto que en la presente tesis se empleará el láser diodo GaAlInP cuya longitud de onda emitida es la misma que la del láser de gas He-Ne (alrededor de los 630*nm*).

De los diodos láseres que tienen la longitud de onda óptima, para esta aplicación se escogió 3, cuya diferencia significativa se encuentra en la potencia luminosa emitida, ver tabla 3.10.

	RLT635-100GPD			RLT635-300-X			RLT635-500-X			Unid.
Tipo	Min	Tip	Max	Min	Tip	Max	Min	Tip	Max	
Especificaciones ópticas										
Potencia salida		100			300			500		<i>mW</i>
Longitud de onda central	625	635	645	630	635	642	630	635	642	<i>nm</i>
Especificaciones eléctricas										
Curva de eficiencia	0.5			0.8	0.9		0.8	0.95		W/A
Corriente umbral			500		550	620		750	850	<i>mA</i>
Corriente de operación			700		850	1000		1250	1350	<i>mA</i>
Voltaje de operación			2.5		2.1	2.3		2.1	2.3	<i>Vdc</i>
Precio		232			522			627.8		USD

**Tabla 3.10** Características eléctricas de 3 diferentes diodos láser de la empresa Roithner LáserTechnik, con longitud de onda pico 635*nm* y potencia luminosa de salida 100*mW*, 300*mW* y 500*mW* [44].

De manera general indican que cualquier láser de potencia luminosa menor a los 500*mW* no causará daño alguno a la piel, según la clasificación del láser, que para este tratamiento se ubicará en la clase 3b por ser mayor a 1*mW* y menor a 500*mW* y ser de longitud de onda entre los 600*nm* y 900*nm* [26].

En los estudios realizados, toda experimentación se realizó con 1 diodo láser, mas en el mercado de equipos médicos también se puede encontrar algunos que pueden utilizar más de 1 diodo láser [20].

Se podría escoger cualquier diodo láser de las potencias luminosas en onda continua indicados anteriormente, puesto que en cualquier caso se podría obtener los 4*J/cm*<sup>2</sup> de energía óptima indicados para el tratamiento de fototerapia, por lo tanto el factor de elección será determinado por el precio del diodo láser.

En el mercado peruano se encontró un diodo láser, del cual la única información con la que se cuenta es su longitud de onda, que será comprobada con el uso de un fotómetro, cuyo precio es de USD30.00.

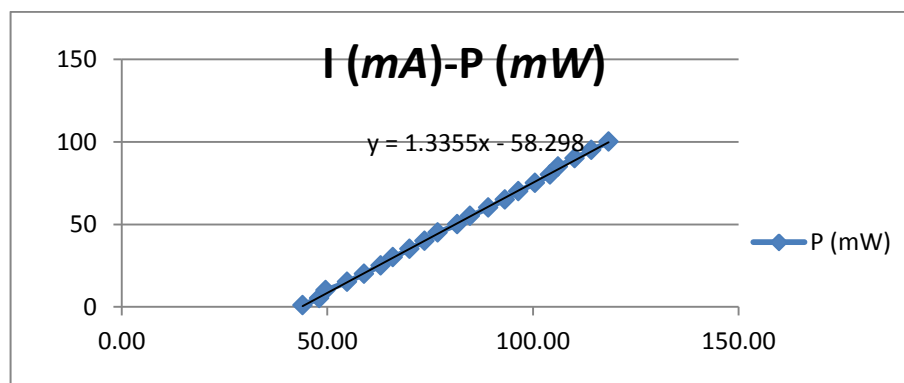
Debido a que no se cuenta con una hoja de datos provista por el fabricante se deben realizar pruebas para determinar la tabla de correspondencia entre la potencia luminosa emitida [ $mW$ ], la corriente de paso por el diodo [ $mA$ ], y el voltaje entre el ánodo y cátodo del diodo [ $Vdc$ ].

De las pruebas realizadas para determinar las características eléctricas (ver figura 3.16) , consistieron en medir la potencia luminosa emitida por el diodo con la ayuda del fotómetro, para valores de 1, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90, 95 y  $100mW$ ; para estos valores se midió la corriente, voltaje entre el ánodo-cátodo y el voltaje de alimentación (Ver tabla A.2). Los resultados cuantitativos del experimento se muestran en los anexos.

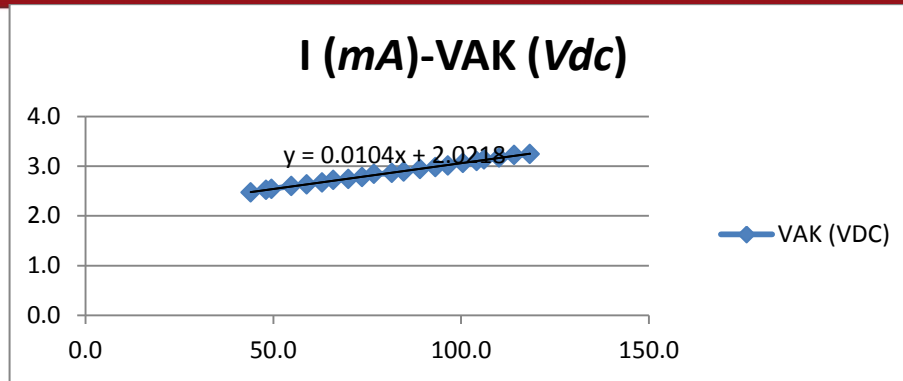


**Figura 3.16** Experimento para determinar las características eléctricas del diodo.

Para determinar la ecuación de correspondencia entre la corriente y la potencia irradiada por el diodo láser (ver figura 3.17) y la ecuación de correspondencia entre la corriente y el voltaje entre el ánodo y el cátodo (ver figura 3.18), se hizo uso de los datos presentados en la tabla A.2, con estos datos se podrá diseñar y ajustar el equipo.



**Figura 3.17** El eje Y indica la potencia luminosa irradiada por el diodo láser cuando se excita con la corriente indicada en el eje X.



**Figura 3.18** El eje Y indica el voltaje o caída de potencial entre el ánodo y el cátodo del diodo láser cuando se excita con la corriente indicada en el eje X.

El diagrama electrónico básico de la conexión de un diodo láser está compuesto por una fuente de alimentación, una resistencia que limita el flujo de corriente y el diodo láser.

La resistencia asociada se escoge con las características de las condiciones críticas, es decir a  $100mW$  de potencia luminosa:  $R1 = (V_{cc} - V_{ak})/I_{máx}$

Según la tabla A.2

$$I_{máx} = 118.39mA$$

$$V_{ak} = 3.24Vdc$$

$$R1 = \frac{V_{cc}-3.24}{118.39*0.001} \Omega \quad \text{ec.(9)}$$

$$P = (V_{cc} - V_{ak}) * I$$

$$P = (V_{cc} - 3.24) * 118.39mW \quad \text{ec.(10)}$$

El valor de  $V_{cc}$  será determinado más adelante, puesto que este es variable (determinado por las características del DAC) y pertenece a otro módulo del equipo.

El diodo láser que se seleccionó para la implementación del equipo es de  $100mW$  de potencia luminosa máxima, en onda continua, y  $630nm$  de longitud de onda, cuyas características técnicas son (de la tabla A.2, figura 3.17 y figura 3.18):

Longitud de onda pico

Corriente de umbral

$$\lambda = 630nm$$

$$I_{umbral}=40mA$$

Potencia óptica de salida

Corriente de operación ( $100mW$ )

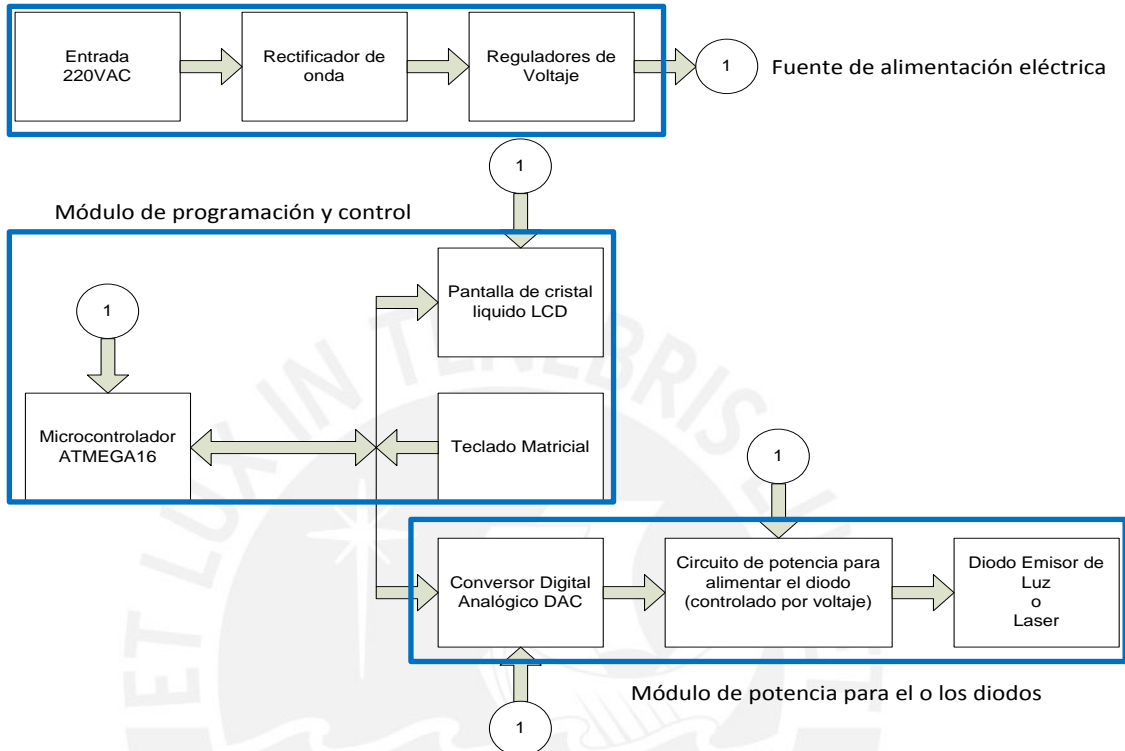
$$P_o=100mW$$

$$I_{operación}=120mA$$

Voltaje de operación:  $V_{A-K}=2.9Vdc$

### 3.5. Fuente de alimentación eléctrica del equipo

Todo circuito integrado necesita de una fuente de alimentación eléctrica, por lo tanto cada módulo del equipo necesita de este módulo, así mismo cada uno de estos tienen distintas necesidades de voltaje y corriente, el esquema de las partes del sistema y sus requerimientos de voltaje se muestran en la figura 3.19.



**Figura 3.19** Diagrama de bloques del equipo, Módulo de potencia para el o los diodos, Módulo de programación y control, Fuente de alimentación eléctrica

Se sugiere utilizar la alimentación de 220Vac a 60Hz, por ser este el voltaje de línea que se distribuye en el Perú.

Ninguno de los circuitos integrados previamente escogidos trabajan a estas condiciones, estos trabajan con voltaje continuo, por lo tanto es necesario usar un rectificador de onda para poder convertir la corriente alterna a corriente continua; además se requiere reducir el nivel de voltaje.

Se requiere de reguladores de voltaje para poder energizar con el voltaje requerido según la hoja de datos de cada circuito integrado.

De los anteriores módulos que comprenden el equipo, analizados previamente (módulo de potencia para el o los diodos y módulo de programación y control), se requerirán los siguientes valores: +15Vdc, -15Vdc, +10Vdc y +5Vdc.

La información teórica y las condiciones de diseño del transformador y los reguladores de voltaje consultarla en anexos.

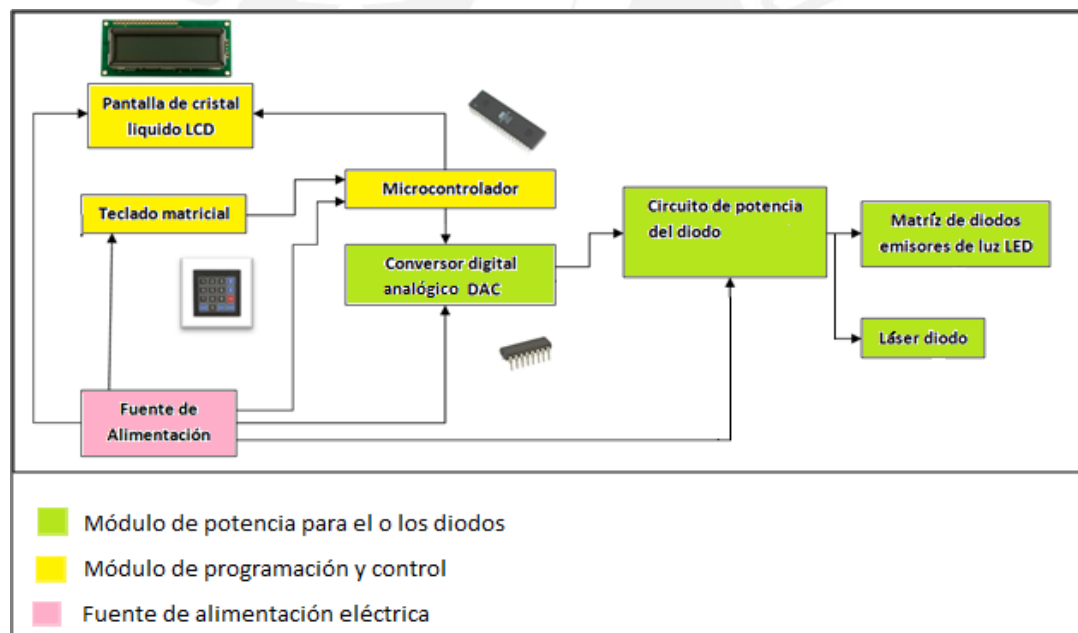
## Capítulo 4

# Implementación y resultados

### 4.1. Implementación del equipo regenerador

La implementación se realizó mediante la unión de los distintos módulos, que en conjunto hacen posible el funcionamiento del equipo, este está conformado por una capa física, capa lógica y periféricos, cuyo diseño se desarrollo en el capítulo 3. Debido a que no se cuenta con dispositivos electrónicos de alta precisión, se cumplirán las normas básicas para los equipos médicos según la norma IEC60601, mediante pruebas y ensayos se analizará la salida del sistema para poder afirmar que efectivamente el equipo es apto para uso médico.

Para explicar el funcionamiento de manera gráfica se hará uso de un diagrama de bloques que ejemplifica las distintas etapas del equipo, así como el nombre de cada etapa.



**Figura 4.1** Diagrama de bloques de la implementación

#### 4.1.1. Pruebas de la fuente de alimentación eléctrica

El transformador reductor que se utiliza es el de la figura 4.2 a este se le debe agregar tapas metálicas para aislar el ruido que producen e introducen en otras señales cercanas, además es un requerimiento de la norma IEC60601.



**Figura 4.2** Transformador reductor de 15-0-15 Vac de 2 Amperios, es parte del módulo de “fuente de alimentación eléctrica”.

Siguiendo el circuito eléctrico diseñado para este módulo se implementa utilizando los componentes indicados en la tabla 4.1.

Cantidad	Código	Descripción
1	W04	Puente de diodos
5	1N4004	Diodo de propósito general
2		Resistencia 2kΩ/250mW
1		Resistencia 240Ω/250mW
1		Resistencia variable de precisión 10KΩ
2	LTL-4232N	LED
1	LM317	Regulador de voltaje positivo variable
1	L7805	Regulador de voltaje +5 VDC
1	L7815	Regulador de voltaje +15 VDC
1	L7915	Regulador de voltaje -15 VDC
2		Condensador electrolítico 2000uF/25V
1		Condensador electrolítico 10μF/25V
1		Condensador electrolítico 2.2μF/25
3		Condensador electrolítico 1μF/25V
2		Condensador electrolítico 0.1μF/25V
2		Bornera de 3 pines
2		Bornera de 2 pines
4		Disipadores

**Tabla 4.1** Lista de componentes de la tarjeta impresa del módulo de “Fuente de alimentación eléctrica”

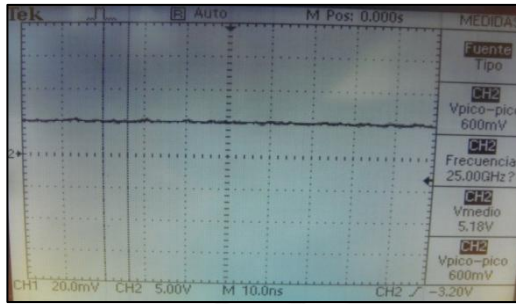
La importancia de este módulo del equipo radica en que el voltaje de rizado pico-pico cumpla con la condición de diseño de ser menor al 10% del voltaje medio, por lo tanto para comprobar esto se realizarán mediciones en la salida de cada regulador de voltaje y su respectiva medición del voltaje de rizado.

Materiales: Osciloscopio digital marca Tektronix, modelo TDS 1002B, transformador y módulo de “Fuente de alimentación eléctrica”.

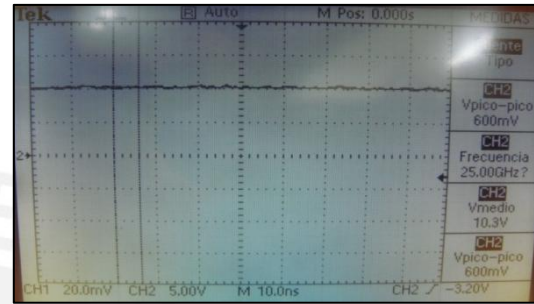
Se conecta el transformador a la tarjeta impresa de la fuente de alimentación eléctrica y se realizan cuatro mediciones, a la bornera de +5 Vdc, +10 Vdc, +15 Vdc y -15 Vdc, sin carga.

	+5Vdc	+10Vdc	+15Vdc	-15Vdc
Vmedio	5.18V	10.3V	15.3V	-15V
Vrizado pp	600mV	600mV	600mV	600mV
%rizado	11.58%	5.83%	3.92%	4%

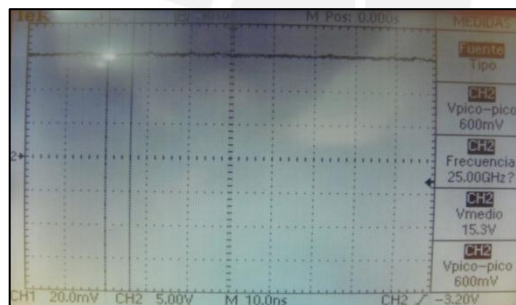
**Tabla 4.2** Medición del voltaje medio y el voltaje de rizado pico a pico, de estos datos se halla el porcentaje de rizado.



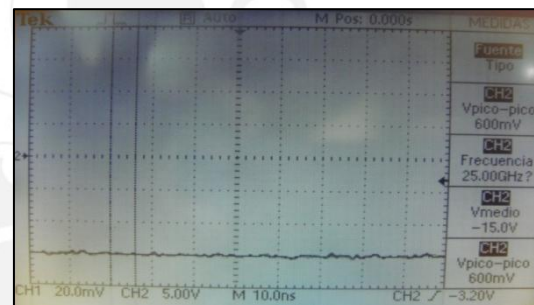
**Figura 4.3** Gráfico obtenido en el osciloscopio en la bornera de +5Vdc.



**Figura 4.4** Gráfico obtenido en el osciloscopio en la bornera de +10Vdc.



**Figura 4.5** Gráfico obtenido en el osciloscopio en la bornera de +15Vdc.



**Figura 4.6** Gráfico obtenido en el osciloscopio en la bornera de -15Vdc.

Con esto se corrobora que el voltaje entregado por el circuito de fuente de alimentación eléctrica es +/- 10% del valor medio, la única excepción será cuando la fuente entrega 5.18Vdc, ya que se aproxima con un 11.58% al voltaje de valor medio, se corrobora con la figura 4.3.

#### 4.1.2. Pruebas del módulo de programación y control

Este módulo está compuesto por el microcontrolador y sus periféricos, pantalla LCD y teclado matricial. Siguiendo el circuito eléctrico diseñado para este módulo se implementa utilizando los componentes indicados en la tabla 4.3.

Cantidad	Código	Descripción
1		Resistencia de 200Ω/250mW
2		Condensador cerámico 0.1μF

1	Resistencia de 90Ω/250mW
1	Condensador electrolítico 1μF
1	Resistencia variable de precisión 10kΩ
1	Resistencia de montaje superficial de 200Ω
1	Resistencia de montaje superficial de 10kΩ
4	Resistencia de montaje superficial de 5kΩ
4	Bornera de 2 pines
2	Conector IDC de 10 pines
1	Conector IDC de 20 pines
1	Microcontrolador ATmega16

**Tabla 4.3** Lista de componentes de la tarjeta impresa del “módulo de programación y control”, microcontrolador y periféricos

En este módulo del equipo se verifica la forma de la onda cuadrada, la frecuencia debe ser de acuerdo a la que se ingresa por teclado matricial, y los bits entregados a la DAC deben ir de acuerdo a los cálculos realizados en el capítulo 3; además verificar que el LED de advertencia se encienda únicamente cuando inicia el tratamiento y se mantenga encendido durante el mismo.

Materiales: Osciloscopio digital marca Tektronix, modelo TDS 1002B, fuente de +5Vdc y multímetro digital FLUKE 179, módulo de “programación y control”, pantalla LCD, teclado matricial, LEDs, Resistencias 1 kΩ.

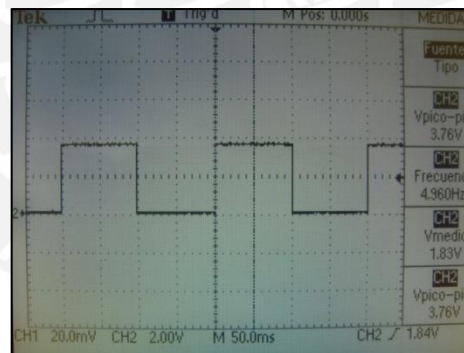
Con el osciloscopio digital se observa la onda cuadrada generada por el microcontrolador, en frecuencia, voltaje pico pico, voltaje de rizado pico pico (ver tabla 4.4 y figura 4.8). Para observar la señal que el microcontrolador genera para la DAC, en el bus de datos se agregará una resistencia de 1kΩ asociada a un LED; se observará un LED encendido en caso de un ‘1’ digital y un LED apagado en caso de un ‘0’ digital, la respuesta del microcontrolador se observa en la tabla 4.7 (ver figura 4.9). Con el multímetro digital se verifica que el voltaje antes de iniciar el tratamiento sea 0Vdc y cambie a 5Vdc en cuanto se inicie el tratamiento y se mantenga constante hasta que termine este y vuelva a 0Vdc. Además se debe verificar que los mensajes mostrados en la pantalla LCD y los valores ingresados por el teclado matricial sean de acuerdo a los programados (ver figura 4.10).



**Figura 4.7** Interfaces de entrada y salida principales del sistema regenerador de tejidos blandos

$f_{TEÓRICA}(Hz)$	$f_{REAL}(Hz)$	$V_{pp}(Vdc)$
5	4.96	3.76
10	9.921	3.68
15	14.88	3.76
20	19.86	3.76
25	24.83	3.76
30	29.78	3.68
35	34.77	3.68
40	39.68	3.68
45	44.70	3.76
50	49.55	3.76
55	54.59	3.76
60	59.63	3.68
65	64.64	3.68
70	69.54	3.68
75	74.52	3.68
80	79.49	3.68
85	84.32	3.68
90	89.05	3.68
95	94.52	3.68
100	99.4	3.68

**Tabla 4.4** Medición de la frecuencia real en comparación a la teórica y el voltaje de rizado pico pico, de estos datos se halla el porcentaje de rizado.



**Figura 4.8** Señal de la onda cuadrada generada por el microcontrolador.

Tabulando en las curvas mostradas en el capítulo 3, figura 3.11, figura 3.12, figura 3.17 y figura 3.18, se obtienen los valores de voltaje necesario para cada valor deseado de potencia.

Valores Tabulados para 7 LEDs		
P(mW)	V <sub>DAC</sub> (V)	I(mA)
5	2.20	27.31
10	2.53	45.66
15	2.85	64.74
20	3.16	84.55
25	3.48	105.09
30	3.81	126.36
35	4.14	148.37
40	4.48	171.10
45	4.83	194.57
50	5.18	218.78
55	5.55	243.71
60	5.92	269.37
65	6.30	295.77
70	6.70	322.90
75	7.10	350.76
80	7.51	379.35
85	7.93	408.68
90	8.36	438.73
95	8.80	469.52
100	9.25	501.04

**Tabla 4.5** Valores tabulados de LEDs

Valores Tabulados para 1 Láser		
P(mW)	V <sub>DAC</sub> (V)	I(mA)
5	4.846	44.00
10	5.1174	48.10
15	5.2184	49.60
20	5.56082	54.83
25	5.81276	58.94
30	6.072	63.00
35	6.284	66.00
40	6.52	70.00
45	6.7598	73.70
50	6.99152	76.88
55	7.26694	81.61
60	7.46704	84.76
65	7.75356	89.14
70	8.01118	93.17
75	8.221	96.50
80	8.48862	100.53
85	8.7268	104.20
90	8.86102	106.13
95	9.11864	110.16
100	9.38626	114.19

**Tabla 4.6** Valores tabulados del láser

Según la configuración seleccionada para el microcontrolador enviar 10000000, al convertor digital analógico, es equivalente a dar 0 voltios a los dispositivos, así como enviar 11111111 es equivalente a enviar 10 voltios. Así pues de tabula los valores según lo mencionado antes, obteniendo los valores en bits correspondientes a la potencia seleccionada.

	Láser	LED
Pot. Teórica	Bits	Bits
5	11000000	10011100
10	11000001	10100001
15	11000110	10100101
20	11001001	10101001
25	11001100	10101101
30	11001111	10110001
35	11010010	10110101
40	11010101	10111001
45	11011000	10111110
50	11011100	11000010

55	11011110	11000111
60	11100010	11001100
65	11100101	11010001
70	11101000	11010110
75	11101011	11011011
80	11101110	11100000
85	11110000	11100110
90	11110011	11101011
95	11110111	11110001
100	11111010	11110111

**Tabla 4.7** Bits generados por el microcontrolador para su potencia luminosa correspondiente ingresada por el teclado matricial.

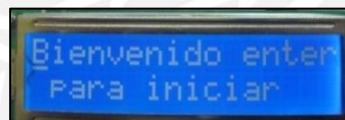


**Figura 4.9** La combinación de bits en LEDs (encendido, '1', y apagado, '0')



**Figura 4.10** Valores de prueba ingresados

Al encender el equipo se muestra un mensaje inicial que se muestra en la figura 4.11



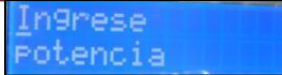
**Figura 4.11** Mensaje de bienvenida del sistema

Luego de presionar 'enter' se deberá escoger el tipo de tratamiento matriz de LEDs o láser diodo y al presionar enter se muestra el mensaje de opciones (figura 4.12).




**Figura 4.12** Menú principal del sistema.

Al presionar el botón 1 se muestra inmediatamente el mensaje de la figura 4.13, de la misma manera como aparece el mensaje de ingresar potencia, al presionar el '2' se puede seleccionar la frecuencia (ver figura 4.14) y al presionar '3' se puede ingresar el tiempo del tratamiento (ver figura 4.15)



**Figura 4.13** Mensaje que será mostrado al presionar '1' en el menú principal



**Figura 4.14** Mensaje que será mostrado al presionar '2' en el menú principal



**Figura 4.15** Mensaje que será mostrado al presionar '3' en el menú principal

Por cuestiones de seguridad es necesario limitar los valores del tratamiento, mediante software, y no serán ingresados en la programación del microcontrolador, es por ello que al ingresar valores superiores a los permitidos para terapia con luz aparecerá un mensaje de advertencia (ver figura 4.16) y vuelve a mostrar y pedir que se ingrese un valor, esto sucede hasta que el valor que se ingrese se encuentre dentro del rango permitido, el segundo mensaje de seguridad es preguntar al usuario previamente si desea realmente iniciar sesión para que se prepare para realizar el tratamiento, es por ello que la pantalla LCD muestra el mensaje de la figura 4.17.



**Figura 4.16** Mensaje de advertencia que indica que el valor elegido para la terapia no es permitido.



**Figura 4.17** Mensaje final antes de comenzar el tratamiento

Luego de ingresar los tres valores controlables en el tratamiento y al iniciar el tratamiento, se muestra en pantalla los valores ingresados por el usuario que serán visualizados mientras dure el tratamiento, el tiempo será contabilizado y se muestra en pantalla el tiempo que resta para concluir el tratamiento (ver figura 4.18).



**Figura 4.18** Se muestran los valores ingresados por el usuario, Pot ( $mW$ ), Frec ( $Hz$ ) y Tiempo (min).

#### 4.1.3. Pruebas al convertor de señales digitales a analógicas

Siguiendo el circuito eléctrico diseñado para este módulo se implementa utilizando los componentes indicados en la tabla 4.8.

Cantidad	Código	Descripción
3		Bornera de 2 pines
1		Conector IDC de 10 pines
1	DAC0802	Convertidor de señales digitales a analógicas
2		Resistencia de 10k $\Omega$
2		Resistencia de 5k $\Omega$
1		Condensador cerámico de 0.01 $\mu$ F

**Tabla 4.8** Lista de componentes de la tarjeta impresa del “módulo de potencia para el o los diodos”, convertor de señales digitales a analógicas (DAC).

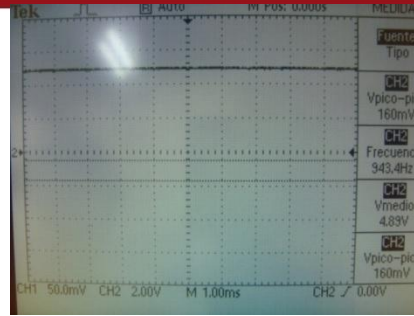
La importancia de esta tarjeta radica en el voltaje analógico generado a partir de los bits que se ingresen por el bus de datos proveniente del microcontrolador.

Materiales: Osciloscopio digital marca Tektronix, modelo TDS 1002B, fuente de +5Vdc y multímetro digital FLUKE 179, tarjeta impresa del convertor de señales digitales a analógicas.

Se ingresará una combinación de bits a través del bus de datos con ayuda de la fuente de +5Vdc y se realizará la medición del voltaje analógico que se genera con el multímetro digital, además se observará el voltaje de rizado del mismo con ayuda del osciloscopio digital (ver tabla 4.9 y figura 4.19).

Bits	V <sub>DAC</sub>
10000000	0.103
10000001	0.181
10000010	0.259
10000011	0.337
10000100	0.416
10000101	0.494
10000110	0.573
10000111	0.651
10001000	0.730
10010000	1.362
10100000	2.623
11000000	5.04

**Tabla 4.9** Voltaje analógico generado a partir de una secuencia de bits.



**Figura 4.19** Voltaje analógico generado por el DAC a partir de una combinación de bits (10111111).

#### 4.1.4. Pruebas al circuito de potencia para el o los diodos

Siguiendo el circuito eléctrico diseñado para este módulo se implementa utilizando los componentes indicados en la tabla 4.10.

Cantidad	Código	Descripción
3		Disipador de aluminio
2	L165	Amplificador operacional de potencia
1	BD137	Transistor tipo npn
1		Resistencia 50Ω/500mW
1		Resistencia de 14Ω/10W
1		Bornera de 3 pines
2		Bornera de 2 pines

**Tabla 4.10** Lista de componentes de la tarjeta impresa del “módulo de potencia para el o los diodos”, circuito de potencia para el o los diodos.

La importancia de esta tarjeta impresa radica en que puede entregar la corriente necesaria para energizar los diodos que pueden requerir de hasta 1A, cantidad que no puede ser provista por un microcontrolador o el DAC.

Materiales: Osciloscopio digital marca Tektronix, modelo TDS 1002B, fuente de +15Vdc, fuente de voltaje positivo variable, tarjeta impresa del circuito de potencia para los diodos, matriz de LEDs, láser diodo, multímetro digital FLUKE 179, fotómetro digital, medición de flujo de luz (ИЗМЕРИТЕЛЬ СВЕТОВЫХ ПОТОКОВ) de la marca “НПП ЛАМБИТ-ЭНТИС” (SPE ENTIS Cordero) (ver figura 3.5).

Se comprueba que esta tarjeta pueda proveer la corriente suficiente a los diodos, el voltaje provisto por el DAC varíe la intensidad luminosa de los diodos y que el haz de luz tenga la misma frecuencia que la onda cuadrada; además de analizar el voltaje analógico entregado a los diodos en frecuencia, voltaje y voltaje de rizado pico a pico (ver tabla 4.11 y 4.12).

De los valores obtenidos en la tabla 4.11 y 4.12 se regulan los valores de configuración del microcontrolador, en cuanto a la trama de bits que entregará al DAC, se puede observar una diferencia entre el voltaje entregado por el DAC teóricamente y lo experimental, entre otras razones se debe a una pérdida de energía por disipación de calor, a mayor corriente los componentes electrónicos tienden a calentarse.

La norma de seguridad eléctrica indica que una tensión en corriente continua que tenga una tensión de rizado de cresta a cresta, no debe exceder el 10% del valor medio.

El voltaje de rizado pico-pico que energiza el o los diodo es de 600mVdc en todos los casos, es por esto que en ciertos niveles de potencia, no se cumple lo que indica la norma, esto podría ser solucionado con filtrar el ruido utilizando un condensador, o aumentar los niveles de voltaje generados por el DAC.

$P_{lum\ out}$ (mW)	$V_{DAC\ in}$ (Vdc)	$V_{riz\ pp\ out}$ (mVdc)	% de rizado ( $V_{rizpp}/V_{DAC} * 100\%$ )	$I_{diodo\ out}$ (mA)
5	4.91	600	12.22%	47
10	5.06	600	11.86%	49
15	5.42	600	11.07%	54
20	5.70	600	10.53%	58
25	5.95	600	10.08%	62
30	6.18	600	9.71%	65
35	6.39	600	9.39%	68
40	6.64	600	9.04%	72
45	6.81	600	8.81%	76
50	7.07	600	8.49%	81
55	7.28	600	8.24%	83
60	7.52	600	7.98%	88
65	7.72	600	7.77%	91
70	8.02	600	7.48%	95
75	8.20	600	7.32%	98
80	8.42	600	7.13%	102
85	8.62	600	6.96%	105
90	8.88	600	6.76%	108
95	9.18	600	6.54%	113
100	9.43	600	6.36%	117

**Tabla 4.11** Voltaje generado por el DAC, y su respectivo voltaje de rizado pico pico; corriente consumida por el diodo láser, para la potencia luminosa configurada.

$P_{lum\ out} (mW)$	$V_{DAC\ in} (Vdc)$	$V_{riz\ pp\ out} (mVdc)$	% de rizado ( $V_{rizpp}/V_{DAC} * 100\%$ )	$I_{diodo\ out} (mA)$
5	1.95	600	30.77%	21
10	2.37	600	25.32%	45
15	2.65	600	22.64%	67
20	3.08	600	19.48%	86
25	3.31	600	18.13%	104
30	3.70	600	16.22%	124
35	4.03	600	14.89%	143
40	4.31	600	13.92%	163
45	4.65	600	12.90%	187
50	4.94	600	12.15%	206
55	5.44	600	11.03%	231
60	5.76	600	10.42%	255
65	6.26	600	9.58%	281
70	6.61	600	9.08%	306
75	6.96	600	8.62%	330
80	7.38	600	8.13%	356
85	7.86	600	7.63%	386
90	8.16	600	7.35%	412
95	8.75	600	6.86%	442
100	9.13	600	6.57%	471

**Tabla 4.12** Voltaje generado por el DAC, y su voltaje de rizado pico pico; corriente consumida por la matriz de LEDs, para la potencia luminosa configurada en el equipo para el mismo.

#### 4.1.5. Prueba general del sistema

La norma IEC-60601 indica realizar pruebas con el equipo al 20% 40% 60% 80% y 100% de funcionamiento del equipo. Se debe analizar la señal entregada al diodo, los principales parámetros que se deben analizar son: la frecuencia, el tiempo, el voltaje, la corriente y potencia luminosa emitida por los diodos. Los parámetros de calibración son la generación de onda, control del tiempo y control de potencia a entregar.

Se comprueba que el porcentaje de error luego de las pruebas a todos los bloques del diseño, no llega al 10% de error.

Prueba de la frecuencia

Frecuencia (Hz)	Frecuencia obtenida(Hz)	Error%
20	19.88	0.600%
40	39.69	0.775%
60	59.75	0.417%
80	79.50	0.625%
100	99.57	0.430%

**Tabla 4.13** Prueba realizada a la frecuencia entregada al diodo.

Prueba del tiempo

Tiempo (min)	Tiempo obtenido(min)
3	3
6	6
9	9
12	12
15	15

**Tabla 4.14** Prueba realizada al tiempo real de tratamiento.

El voltaje entregado al diodo luminoso y su resistencia asociada (ver tabla 4.15 y tabla 4.16).

Potencia luminosa (mW)	Potencia luminosa obtenida (mW)	Voltaje (Vdc)	Corriente (mA)	Corriente Teórica(mA)	Error % (corriente)
20	21.06	5.72	59.42	54.83	8.371
40	39.04	6.57	72.88	70.00	4.114
60	59.59	7.43	88.27	84.76	4.141
80	79.10	8.48	102.88	100.53	2.338
100	99.91	9.4	118.46	114.19	3.739

**Tabla 4.15** Prueba de la potencia luminosa del diodo láser.

Potencia luminosa (mW)	Potencia luminosa obtenida (mW)	Voltaje (Vdc)	Corriente (mA)	Corriente Teórica(mA)	Error % (corriente)
20	20.26	3.273	86.87	84.55	2.744
40	40.07	4.629	171.29	171.10	0.111
60	60.33	6.127	267.11	269.37	0.839
80	80.04	7.802	373.44	379.35	1.558
100	99.97	9.787	501.79	501.04	0.150

**Tabla 4.16** Prueba de la potencia luminosa del LED.

#### 4.2. Normas en equipos médicos y seguridad

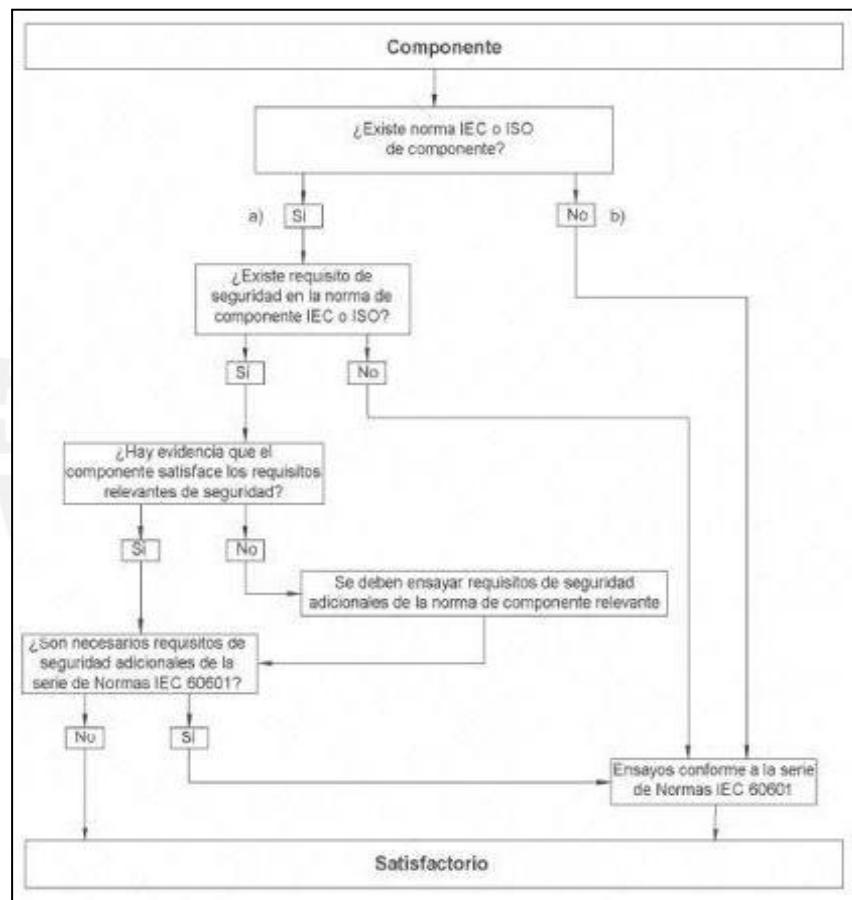
La IEC(Comisión Electrotécnica Internacional), es una organización mundial para la normalización, esta se encarga de regular la norma europea IEC 60601-1:2006, que a su vez adopta las normas internacionales IEC 60601-1:2005 e IEC 60601-1:2005/Corr.1:2006, esta es la norma de riesgo eléctrico para equipos médicos.

Esta norma ha sido elaborada por el comité técnico AEN/CTN 209 Equipos Electrónicos cuya secretaria desempeña AETIC (Asociación Empresas de

Tecnologías de la Información y Comunicaciones de España.). Además la IEC colabora estrechamente con la organización internacional de normalización ISO.

Dentro del análisis de esta norma se enfatizará los puntos en común con el equipo médico desarrollado en esta tesis. Se debe tener en cuenta que este es de uso externo, sin control de altas tensiones de voltaje en el contacto paciente máquina o utilización de sustancias.

A continuación se muestra un gráfico, el cual ejemplifica el procedimiento que requiere cada componente utilizado en la implementación para ser apto para el uso en un equipo médico (ver figura 4.20).



**Figura 4.20** Diagrama de procedimiento de norma IEC60601 [45].

Si el componente no tiene normas como la ISO o la IEC, se deben realizar ensayos, para comprobar que el componente supera los requerimientos mínimos para su utilización en un equipo médico. Por el contrario si el componente tiene las normas como la ISO o la IEC, se procede a profundizar en detalles para fundamentar su utilización. Así también la norma IEC 60601 establece que para equipos médicos se tendrán que realizar pruebas al 20%, 40%, 60%, 80% y 100% de funcionamiento del equipo. También se establece un control de calidad en los terminales y dispositivos,

orden de los circuitos integrados. Este equipo médico está previsto para ser portátil o transportable; el término que referencia a un equipo TRANSPORTABLE, quiere decir que es previsto para ser movido de un lugar a otro mientras es llevado por una o más personas.

La norma establece que cada equipo médico deberá tener una toma a tierra para evitar descargas eléctricas en el equipo. Esta establece una corriente de fuga así como la respectiva señalización en el equipo de esta toma a tierra. Esto para garantizar que no se produzca ningún percance con el paciente o el operario.

Seguidamente de verificar los componentes se detallan las conexiones a realizar, las principales son:

- Conector de pared, 220 Vac hacia equipo regenerador de tejidos.
- Conexión entre la alimentación general y los distintos periféricos.
- Conexión entre el microcontrolador y sus distintos periféricos.
- Conexión desde el periférico de potencia hacia los terminales de la matriz de diodos emisores de luz y láser diodo.

En la presente tesis se usa una clavija de alimentación con contacto de tierra de protección con cable de alimentación desmontable, con conector atornillado al equipo, este conector cuenta con un contacto y espiga de tierra de protección (ver figura 4.21).



**Figura 4.21** Clavija de alimentación con contacto a tierra de protección con cable de alimentación desmontable.

La norma indica que los equipos médicos previstos para estar conectados a la RED de ALIMENTACIÓN, no deben exceder las siguientes tensiones ASIGNADAS:

250 Vac para los equipos médicos de mano, para este equipo médico será 220 Vac.

La red de alimentación en esta norma tiene las siguientes características:

- Ninguna tensión mayor del 110% o menor del 90% de la tensión nominal entre cualquiera de los conductores del sistema o entre cualquiera de estos conductores y tierra.

- Una frecuencia menor o igual a 1 kHz;
- Una desviación de la frecuencia menor a 1 Hz de la frecuencia nominal hasta 100 Hz y menor a 1% de la frecuencia nominal desde 100 Hz a 1 kHz;
- Una tensión en corriente continua que tenga una tensión de rizado de cresta a cresta que no exceda 10% del valor medio.

La norma de equipos médicos indica de qué manera se debe dar la identificación y el marcado del equipo:

El equipo médico (ver figura 4.22) y sus componentes separables deben estar marcados con el nombre o marca del fabricante, y con el modelo o referencia de tipo, a menos que la identificación incorrecta no presente un riesgo inaceptable.



**Figura 4.22** Equipo regenerador de tejidos blandos con LEDs y láser diodo.

- **Accesorios** (ver figura 4.23)

Estos deben estar marcados con el nombre o marca de su FABRICANTE o suministrador, y con el MODELO O REFERENCIA DE TIPO. Cuando no sea posible ningún marcado del accesorio, estos marcados se deben fijar sobre el embalaje individual.



**Figura 4.23** Accesorio aplicador de la matriz de LEDs y del diodo láser.

- **Conexión a la red de alimentación**

El equipo médico debe estar marcado con la siguiente información:

- Tensión de alimentación ASIGNADA o rango de tensión ASIGNADA a la que se puede conectar. Un rango de tensión de alimentación ASIGNADA debe tener el guión (-) entre las tensiones mínima y máxima. Cuando se indiquen múltiples

tensiones de alimentación ASIGNADAS o múltiples rangos de tensiones de alimentación ASIGNADAS, deben estar separadas por una barra oblicua (/);

- Frecuencia de alimentación ASIGNADA o rango de frecuencias de alimentación ASIGNADAS en hercios.

<b>Voltaje</b>	~220
<b>Frecuencia</b>	60Hz

**Tabla 4.17** Características de la red de alimentación

- **Fusibles**

Debido a que el portafusible es una parte accesible, el tipo y rango completo del fusible (tensión, corriente, tiempo de funcionamiento y capacidad de corte) se debe marcar junto a este. El fusible utilizado se califica como fusible de acción rápida, la corriente de diseño será la que circula por la bobina primaria del transformador; la corriente utilizada en la bobina secundaria del transformador es de  $973.5mA$ , donde la potencia se conserva:

$$220V \cdot I = 15V \cdot 0.9735A \quad I_{\text{fuse}} = 66.38mA$$

Se sugiere que como medida de seguridad la corriente del fusible no supere el 10% del valor teórico:

$$66.38mA < I_{\text{fuse}} \cdot 10\% < 73.018mA \quad \Rightarrow \quad F0.07A, 250V$$

Efectos fisiológicos (símbolos de seguridad y declaraciones de advertencia)

Los equipos médicos que producen efectos fisiológicos, que no son obvios para el operador, y que pueden causar daños al paciente o al operador deben poseer el símbolo de seguridad adecuado. El símbolo de seguridad debe aparecer en un lugar prominente de modo que sea claramente legible en utilización normal después que el equipo médico haya sido correctamente instalado (se considera correctamente instalado cuando se realiza de acuerdo a las indicaciones del fabricante). Las instrucciones de uso deben describir la naturaleza del peligro y las precauciones para evitarlos o minimizar el riesgo asociado. Un efecto dañino asociado a este tipo de equipo proviene del diodo láser, y para esto se debe colocar una advertencia (ver figura 4.24) en el accesorio láser.



**Figura 4.24** Advertencia de haz láser. [49]

- **Bornes de tierra funcional**

Los bornes de tierra funcional se deben marcar con el símbolo IEC 60417-5017 (ver figura 4.25)

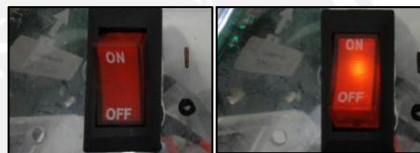


**Figura 4.25** Tierra de protección [48]

- **Interruptores de potencia**

Los interruptores usados para controlar la potencia del equipo médico o sus partes, incluyendo interruptores de alimentación, deben tener sus posiciones de “encendido” y “apagado” (ver figura 4.26):

- Marcadas con los símbolos | (encendido) y O (apagado)
- Indicadas mediante un indicador luminoso o por otros medios no ambiguos.



**Figura 4.26** Interruptor de potencia, encendido y apagado indicado mediante un indicador luminoso.

- **Unidades de medida**

Las indicaciones numéricas de parámetros sobre el equipo se deben expresar en unidades SI conforme a la Norma ISO 31, excepto las cantidades base listadas en las tablas dentro de la norma, que se pueden expresar en las unidades indicadas, las cuales están fuera de sistema de unidades SI. Los parámetros que se usarán se ven en la tabla 4.18.

<b>Corriente</b>	<i>A</i>	<b>Potencia</b>	<i>mW</i>
<b>Voltio</b>	<i>V</i>	<b>Frecuencia</b>	<i>Hz</i>
<b>Longitud de onda</b>	<i>nm</i>	<b>Minuto*</b>	<i>min</i>

**Tabla 4.18** Parámetros utilizados en el equipo médico, \*el minuto no forma parte del S.I. pero la norma lo acepta puesto que se encuentra listado en una de sus tablas

- **Color de aislamiento de los conductores**

Los conductores de tierra de protección deben estar identificados en toda su longitud mediante aislamiento verde y amarillo (ver figura 4.27)

Los colores de los conductores de los cables de red de alimentación deben ser conformes con la Norma IEC 60227-1 o IEC 60245-1



**Figura 4.27** Conductor de tierra de protección

- **Indicadores luminosos y controles**

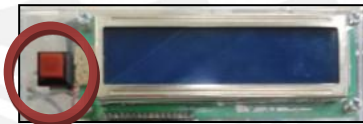
Los colores de los indicadores luminosos y su significado deben cumplir con la tabla 4.19. Las matrices de puntos y otros visualizadores alfanuméricos no se consideran como indicadores luminosos.

Color	Significado
Rojo	Advertencia- Se requiere respuesta inmediata del operador
Amarillo	Precaución- Se requiere respuesta rápida del operador
Verde	Preparado para uso
Cualquier otro color	Significado diferente al del color rojo, amarillo o verde

**Tabla 4.19** Colores de los indicadores luminosos y sus significados para los equipos médicos.

- **Colores de los controles**

El color rojo sólo debe usar para un control por el cual se interrumpe una función en caso de emergencia (ver figura 4.28).



**Figura 4.28** Pulsador de emergencia que reinicia todas las funciones del equipo.

- **Diodos emisores de luz (LED) y láser**

Se aplican los requisitos relevantes de la Norma IEC 60825-1:1993. Si barreras de luz láser o productos similares se usan dentro del equipo, deben cumplir con los requisitos de la Norma IEC 60825-1:1993 [45].

La norma indica que mientras el láser o la matriz de LEDs esté en funcionamiento se debe encender un indicador luminoso, que le indique al terapeuta y al paciente para prevenirlos de que puedan ver la luz del tratamiento mientras esté en funcionamiento.

#### 4.3. Manual de funcionamiento

El equipo regenerador de tejidos es conectado a la red eléctrica (220VAC), inmediatamente se visualizará en la pantalla LCD el mensaje “Bienvenido presione enter para continuar”, al presionar “enter” se deberá escoger el tipo de tratamiento matriz de LEDs o LD, luego se ingresará al menú principal donde aparecen las opciones “1:Potencia, 2:Frecuencia, 3:Tiempo”, para seleccionar las opciones se dispone de un teclado matricial, al presionar alguna de las opciones aparece un mensaje que indica que se ingrese la cantidad numérica de la opción seleccionada, luego se presiona ingresar “enter”, una vez el usuario haya ingresado los datos del tratamiento, se muestra un mensaje de advertencia que indicará que el equipo está listo para iniciar sesión, y se mantiene en reposo hasta que el usuario de la señal de inicio “enter”, inmediatamente se inicia el tratamiento y se muestran los valores ingresados anteriormente así como el parámetro correspondiente a cada uno, esto se observa en la pantalla de cristal líquido (LCD). Luego de transcurrido el tiempo del tratamiento que fue previamente ingresado por teclado matricial el diodo se apaga. El equipo cuenta además con un interruptor general, un botón de parada de emergencia, teclado matricial con un pulsador de pausa y reinicio del tratamiento, así mismo un reinicio general.

#### 4.4. Resultados del equipo regenerador

Luego de realizar todas las pruebas a los distintos módulos de la implementación, se determina que cada módulo independientemente cumple con la norma IEC 60601, además cumple con las especificaciones para cumplir los objetivos de la presente tesis. En la tabla 4.13 se observa que la frecuencia dada tiene menos del 10% de error, así mismo en las tablas 4.15 y 4.16 los márgenes de error de la potencia luminosa real entregada tiene menos del 10% de error. En el caso de la medida del tiempo, tabla 4.13, se tiene un error menor al 0.01%, eso se debe a que el control del tiempo es realizado por el microcontrolador el cual según propia normal del componente tiene dicho margen máximo de error. La parte física del equipo se construyó respetando las normas de seguridad explicadas.

#### 4.5. Comparación con equipo implementado PUCP

Se realizó una comparación con el equipo implementado por el área de bioingeniería de la PUCP. Solo se tomaron en cuenta las características utilizando diodos emisores de luz y láser diodo.

	Equipo PUCP	Equipo de tesis
Similitudes	Tensión de alimentación 220 VAC	
	Ventilación	
	Conectores para los aplicadores al frente del equipo	
	Visualizadores al frente del equipo	
Diferencias	Tiene cinco visualizadores numéricos de color rojo, nueve pulsadores y un botón con la finalidad de interactuar con el usuario.	Tiene pantalla LCD para indicar con un menú interactivo el tipo de tratamiento. Se muestra la potencia, frecuencia y tiempo seleccionados para tratamiento. Se visualiza tiempo en cuenta regresiva en pantalla. Tiene teclado matricial y menú interactivo para seleccionar valores de potencia, frecuencia y tiempo.
	Para tratamiento con LEDs, se usan cinco diodos emisores de luz roja y cinco de luz infrarroja, y dos bobinados para la generación de un campo electromagnético. Potencia de diodos fija de 15mW y 100mW para los LEDs de 670nm(rojo) y 780nm(infrarrojo) respectivamente. Potencia de las bobinas 6, 9, 12, 15 mT.	Para tratamiento con LEDs, proporciona un tratamiento en base a luz de siete diodos emisores de luz roja, con potencia regulable desde 5mW hasta 100mW, en pasos de 5mW.
	Frecuencia a seleccionar para tratamiento con LEDs, desde 0.1Hz a 9.9Hz en pasos de 0.1Hz, y de 10Hz a 99Hz en pasos de 1Hz.	Frecuencia a seleccionar para tratamiento con LEDs, desde 1Hz a 100Hz en pasos de 1Hz.
	Para tratamiento con láser, se usa diodo láser de 650nm (rojo) o 780nm (infrarrojo). Se alimenta al diodo láser con una señal digital continua de 120mA. La potencia de radiación se encuentra entre 10mW a 25mW para un láser rojo y entre 50mW a 150mW para un láser infrarrojo.	Para tratamiento con láser, se alimenta láser diodo con un voltaje entre 0 y 5 VDC. La potencia luminosa entregada esta en entre 5 mW y 100mW con pasos de 1mW.
	Frecuencia a seleccionar para tratamiento con láser, desde 0.1Hz a 99Hz en pasos de 1Hz y desde 0.1Khz hasta 2KHz	Frecuencia a seleccionar para tratamiento con láser, desde 1Hz a 100Hz en pasos de 1Hz.
	Control de tiempo seleccionado con pulsadores y visto en indicadores de 7 segmentos.	Selección del tiempo de aplicación en menú, con visualización de cuenta regresiva en minutos en pantalla LCD.

**Tabla 4.20** Tabla comparativa de características entre equipo PUCP y equipo implementado en esta tesis.

## 4.6. Costos

Cant.	Descripción	Unidad	Costo Total (S/.)
1	Baquelita 20cm*20cm	7.5	7.5
1	Pantalla de cristal líquido (LCD)	27	27
1	Teclado matricial	16	16
1	Convertor digital analógico (DAC)	6	6
1	Amplificadores operacionales UA741	1	1
1	Amplificadores operacionales L165	10	10
13	Resistencias (1/4W)	0.1	1.3
1	Resistencia (10W)	2	2
1	Potenciómetro de perilla	1.5	1.5
16	Condensadores 100uF y 1000uF/35V	0.5	8
5	Diodos de protección	0.1	0.5
1	Puente de diodos	1.5	1.5
7	Disipadores	1	7
1	Láser	100	100
7	Diodos emisores de luz (LEDs)	1	7
1	Transformador	15	15
5	Reguladores de voltaje	2	10
16	Borneras (2 y 3 pines)	0.7	11.2
7	Porta LEDs	0.2	1.4
1	ATmega16	21	21
1	Pulsador	0.2	0.2
4	Conectores IDC	3	12
--	Cables	--	5
2	Ventiladores	2	4
1	Conectores externos (juego)	4	4
1	Porta Integrados	0.2	0.2
1	Porta Integrado ATmega8	1	1
1	Chasis de acrílico	30	30
25	Pernos con tuerca	1	1
2	Trabajo por investigación y desarrollo (\$10/hora) T.C S/. 2.6	300 horas – S/.7800	15600
	Total		15936.3

**Tabla 4.21** Tabla de costos de componentes e investigación, se muestran los costos de los componentes y la inversión en tiempo de trabajo.

## CONCLUSIONES

Del presente estudio realizado se tienen las siguientes conclusiones:

- En base a los fundamentos teóricos y las pruebas que se realizaron, se implementó el equipo regenerador de tejidos blandos con parámetros de potencia luminosa, frecuencia y tiempo configurables. Se demostró que con estos se puede alcanzar una energía de  $4\text{J}/\text{cm}^2$  o menor, pudiendo aumentar o disminuir la profundidad del tratamiento gracias al control de la potencia luminosa y controlar la dosis o tiempo de tratamiento.
- La precisión exigida en la norma de seguridad eléctrica para equipos médicos menciona un porcentaje de error máximo de 10% sobre la tensión nominal. Se verificó que el porcentaje de error máximo en el diodo que se utilizó en el tratamiento de fototerapia es de 8.371% para el láser y 2.744% para la matriz de LEDs. Además el tratamiento utilizó una onda de frecuencia variable puesto que la efectividad del tratamiento mejora utilizando una onda pulsada. La norma admite un error máximo de 1% sobre la frecuencia, al realizarle pruebas al equipo se demostró que el máximo error generado en la frecuencia es de 0.775%.
- El equipo es de variables (potencia luminosa, frecuencia y tiempo) configurables en amplios rangos; potencia luminosa de  $5\text{mW}$  a  $100\text{mW}$ , con pasos de  $5\text{mW}$ ; frecuencia de  $1\text{Hz}$  a  $100\text{Hz}$ , con pasos de  $1\text{Hz}$ ; y en tiempo, hasta 15 minutos de tratamiento, con pasos de 1 minuto; esto permite que investigadores del tema de regeneración de tejidos con luz experimenten y determinen nuevos tratamientos. El equipo se diseñó e implementó para que el terapeuta a cargo pueda seleccionar la potencia luminosa, frecuencia y tiempo antes de iniciar el tratamiento. Además el equipo le permite detener, continuar y terminar el tratamiento en el instante que crea conveniente, por lo tanto el tratamiento se lleva a cabo íntegramente a criterio del terapeuta.
- En base al concepto de portabilidad dado por la norma IEC60601, se implementó un equipo portátil y transportable, esto se logró instalando fijamente cada módulo del equipo de manera que este no se mueva mientras es transportado, además el peso total del equipo es de 2.60kg.
- Se implementó íntegramente el equipo con S/.336.3 de costo en componentes, cuyo diseño está basado en las características recomendadas por diversos estudios que se realizaron acerca de este tema. El costo de investigación total fue de S/.15600 aproximadamente. El precio estimado total del prototipo es S/.15936.3. El precio de venta tendrá que incluir el costo de los componentes, más

el costo de mano de obra directa, más el porcentaje del costo de investigación correspondiente en cada producto vendido, más el porcentaje de costos en experimentación clínica. Estimando un 20% del costo de investigación por cada producto, un 20% del costo de experimentación clínica y asumiendo que el costo por experimentación clínica sea aproximadamente igual al costo de investigación, se tiene como costo de venta del equipo en S/.6579, el cual resulta por debajo de la mitad del precio de un equipo similar vendido en el mercado, se logró construir un equipo de bajo costo, teniendo en cuenta las limitaciones del mismo.

– El equipo implementado podrá ser llevado a la venta, siempre y cuando haya pasado por pruebas de experimentación clínica y cumpla todos los requisitos de las normas para equipos médicos. Cabe resaltar que en la presente tesis se ha implementado un prototipo que sirva de base para posteriores implementaciones, o también llevar dicho diseño e implementación a otro nivel y así poder comercializar este equipo para terapia con tejidos blandos.



## Observaciones

- Mediante las pruebas en osciloscopio que se realizaron a los componentes electrónicos del equipo, se demostró que los valores reales son cercanos al teórico, aunque no se utilizó dispositivos altamente precisos a excepción del microcontrolador Atmega16, puesto que el porcentaje de error del equipo en conjunto es menor al 10%.
- La potencia luminosa obtenida es aproximada debido a que depende de la resolución y exactitud del DAC, este es el circuito integrado clave de este módulo, la precisión en la potencia entregada; además se observó ruido y altas frecuencias en este componente, el margen de error en la potencia promedio entregada, se debe a que el DAC utilizado tiene una resolución de 8 bits, este error se podría disminuir usando un DAC con un mayor número de bits.
- Para disminuir el ruido electromagnético producido por el transformador a este se le acopló tapas metálicas, este es un requerimiento de la norma IEC 60601. La norma además da un conjunto de requerimientos en cuando a la señalización y rotulado del equipo, entre ellas indica que el interruptor general debe tener señalización luminosa u otra que no tenga ambigüedad, para esto se eligió un interruptor con luz de neón.

## Recomendaciones

- Debido a que es un equipo médico, los componentes a utilizar deberían ser de alta precisión y desempeño, asegurando valores exactos de parámetros electrónicos.
- Es posible optimizar el programa en el microcontrolador, haciéndolo más eficiente y con mayores opciones, se podría agregar tipos de tratamiento pre grabados, animaciones gráficas, etc.
- Implementar un sistema económico para medir la intensidad luminosa del diodo, sería una prueba útil para comprobar que la fuente de luz que se está usando cumple con la potencia luminosa que ingresa el usuario, dado que en el mercado nacional no se puede encontrar diodos para una aplicación específica e importar los diodos encarece significativamente el costo de implementación del equipo. Esta prueba podría ser implementada usando una fotoresistencia y un sistema realimentado que incluya un ADC, para digitalizar la respuesta, la información sería procesada por el microcontrolador; para esta prueba se necesitaría normalizar los valores de respuesta de la fotoresistencia a la intensidad de luz.
- Se podría implementar un sistema realimentado para calibrar la potencia luminosa emitida por el diodo láser en cada tratamiento, usando el fotodiodo adjunto al diodo láser en un sistema de control realimentado, debido a que el fotodiodo emite una corriente proporcional a la potencia luminosa emitida por el diodo láser adjunto.

## Bibliografía

- [1] THOR Photomedicine Ltd. History of LLT [fecha de consulta: 1 de julio del 2012] Disponible en: <<http://www.thorlaser.com/LLLT/>>.
- [2] Mester E, Toth N, Mester A. The biostimulative effect of láser beam. *Láser Basic Biomed Res.*, 1982.
- [3] Roberta T. Chow, MB BS (Hons) FRACGP, Dose dilemmas in low level laser therapy- The effects of different paradigms and historical perspectives.
- [4] TURCHIN, Curtis. Light and Láser Therapy: Clinical Procedures (Spiral-bound), 3rd edition, 2006.
- [5] Demedicina.com. Enfermedades endocrinas, nutricionales y metabólicas [fecha de consulta: 26 de octubre del 2010] Disponible en: <<http://demedicina.com/enfermedades/IV.%20Enfermedades%20endocrinas,%20nutricionales%20y%20metabolicas/x/1968/2373>>
- [6] Ministerio de salud-Oficina general de estadística e informática. Principales causas de morbilidad registradas en consulta externa [fecha de consulta 12 de febrero del 2011] Disponible en: <<http://www.minsa.gob.pe/estadisticas/estadisticas/Morbilidad/CEMacros.asp?00>>
- [7] Organización Mundial de la Salud. Diabetes, [fecha de consulta : 8 de octubre del 2011] Disponible en: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/es/index.html>>
- [8] MINTRA, «Estudio de la diabetes mellitus». [fecha de consulta: 9 de febrero del 2011] Disponible en: <[http://www.mintra.gob.pe/contenidos/discapacidad/estudio\\_diabetes\\_mellitus.pdf](http://www.mintra.gob.pe/contenidos/discapacidad/estudio_diabetes_mellitus.pdf)>.
- [9] NICOLETTE, Houreld D Tech, Abrahamse, Heidi Ph.D. Low-Intensity Láser Irradiation Stimulates Wound Healing in Diabetic Wounded Fibroblast Cells (WS1), 2010.
- [10] Real academia española [fecha de consulta: 5 de febrero del 2011] Disponible en: <<http://www.rae.es/rae.html>>
- [11] CHIAPPE, Alejandro. CICATRIZACIÓN, 2004 [fecha de consulta: 16 Octubre del 2010]. Disponible en: <[http://www.susmedicos.com/art\\_cicatrices\\_Chiappe.htm](http://www.susmedicos.com/art_cicatrices_Chiappe.htm)>
- [12] Wikipedia “Soft Tissue”, 2011 [fecha de consulta: 18 de Octubre del 2010]. Disponible en: <[http://en.wikipedia.org/wiki/Soft\\_tissue](http://en.wikipedia.org/wiki/Soft_tissue)>
- [13] Farouk A.H. Al-Watban, MSc, PhD, and Bernard L. Andres, MT(AMT) Láser Medicine Research Section, Biological and Medical Research Department, King Faisal Specialist Hospital & Research Center, Riyadh, Saudi Arabia, LÁSER PHOTONS AND PHARMACOLOGICAL TREATMENTS IN WOUND HEALING, 2001.
- [14] Roberta T. Chow, MBBS (Hons), FRACGP, MAppI Sci and Les Barnsley, B Med (Hons), PhD, Grad Dip Epi, FRACP, FAFRM [RACP], Systematic Review of the Literature of Low-Level Láser Therapy (LLLT) in the Management of Neck Pain, 2005.
- [15] Craig R. Denegar, PhD, ATC, PT, Susan Foreman Saliba, PhD, ATC, PT, and Ethan Saliba, Biological effects of láser therapy, PhD, ATC, PT, 2010
- [16] NICOLETTE, Houreld D.Tech, ABRAHAMSE, Heidi Ph.D. Irradiation with a 632.8 nm Helium-Neon Láser with 5 J/cm<sup>2</sup> Stimulates Proliferation and Expression of Interleukin-6 in Diabetic Wounded Fibroblast Cells, 2007.
- [17] Karu, T.I., Biomedical Photonics Handbook, Low-Power Láser Therapy, 2003.

- [18] NASA, Light emitting diodes bring relief to young cancer patients; NASA technology used for plant growth now in clinical trials, 2003 [fecha de consulta 25 agosto del 2010]. Disponible en: <<http://www.nasa.gov/centers/marshall/multimedia/photos/2003/photos03-199.html>>
- [19] Alibaba.com. Terapia de láser III (tipo HY30-D de muñeca) [fecha de consulta: 9 de febrero del 2011] Disponible en: <<http://spanish.alibaba.com/product-gs/III-láser-therapy-wrist-type-hy30-d--379560040.html>>
- [20] Alibaba.com. RedPULSAR [fecha de consulta: 9 de febrero del 2011] Disponible en: <<http://spanish.alibaba.com/product-tp/redpulsar-100996734.html>>.
- [21] MESTER, E, MESTER, AF, MESTER A., The biomedical effects of laser application. Lasers Surg Med., 1985.
- [22] KARU, T.I., PYATIBRAT, L.V., AFANASYEVA, N.I. A novel mitochondrial signaling pathway activated by visible-to-near infrared radiation. Photochem. Photobiol., 2004.
- [23] KARU, T.I. "Exact action spectra for cellular responses relevant to phototherapy", Photomedicine and Láser Surgery, Vol. 23, no.4, pp355-361, Agosto 2005.
- [24] TUNER J., HODE L. Medical Indications: Wound Healing. In: Láser Therapy: Clinical Practice and Scientific Background. Prima Books: Grängesberg, Suecia, 2nd edition, 2002.
- [25] Denise Hawkins and Dr. Heidi Abrahamse. Photomedicine and Laser Surgery. December 2006, 24(6): 705-714.
- [26] M. Dorronsoro Mendiguren, Tecnología láser: fundamentos, aplicaciones y tendencia. Mc Graw Hill, 2da edición, 1999.
- [27] M.A. Liebert, "A meta-analysis of the efficacy of phototherapy in tissue repair", Photomedicine and Láser surgery, vol. 27, no.5, pp. 695-702, 2009.
- [28] Baxter D. Low intensity láser therapy. In: Electrotherapy: evidence – based practice. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2002.
- [29] M. L. W. David H. Sliney, Safety with Láseres and other Optical Sources: A comprehensive. Springer- Verlag New York, LLC, Julio de 1980.
- [30] Wikipedia "Piel" [fecha de consulta: 10 de febrero del 2011] Disponible en: <<http://es.wikipedia.org/wiki/Piel>>
- [31] Dyson M, Young SR. The effects of láser therapy on wound contraction and cellularity. Láseres Med Sci., 1986.
- [32] Al-Watbn FAH, and Zhaf XY. Láser Therapy, 1999
- [33] LÁSER PHYSICS ELEMENTS TO CONSIDER FOR LOW LEVEL LÁSER THERAPY, Mihail lucian Pascu, National Institute for Láser, Plasma and Radiation Physics, OP.O.MG-36, Bucharest, 2001.
- [34] Nicolette HourelD, DTech and Heidi Abrahamse, Ph.D., Low-Intensity Láser Irradiation Stimulates Wound Healing in Diabetic Wounded Fibroblast Cells (WS1) DIABETES TECHNOLOGY & THERAPEUTICS, Volume 12, Number 12, 2010.
- [35] Irradiation with a 632.8 nm Helium-Neon Láser with 5 J/cm<sup>2</sup> Stimulates Proliferation and Expression of Interleukin-6 in Diabetic Wounded Fibroblast Cells, NICOLETTE HOURELD, D.Tech. and HEIDI ABRAHAMSE, Ph.D. DIABETES TECHNOLOGY & THERAPEUTICS, Volume 9, Number 5, 2007 © Mary Ann Liebert, Inc. DOI: 10.1089/dia.2007.

- [36] G. Held, Introduction to Light Emitting Diode Technology and Applications. CRC Press, 2008.
- [37] “Somos Geeks”. El MIT está desarrollando un LED que ahorraría hasta un 90% de energía [fecha de consulta: 11 de diciembre del 2010]. Disponible en: <<http://somosgeeks.wordpress.com/2010/11/>>
- [38] T. I. Karu, “Low –power láser therapy”, Febrero del 2003.
- [39] Keychain laser driver circuit [fecha de consulta: 5 de junio del 2010] Disponible en: <<http://pe2bz.philpem.me.uk/Comm01/-%20-%20Ion-Photon-RF/-%20-%20Láser/Data-101-LáserDataLink/KeyChain/chláser.html>>
- [40] Laser Safety Fact Sheet [fecha de consulta: 26 de octubre del 2010]. Disponible en: <[http://ehs.uky.edu/radiation/láser\\_fs.html](http://ehs.uky.edu/radiation/láser_fs.html)>.
- [41] Láseres: nueva clasificación del riesgo, UNE EN 60825-1, 2002
- [42] Norma IEC 601-2-22, IEC 601-2-22 Ed. 2.0 Medical electrical equipment Particular requirements for the safety of Diagnostic and therapeutic láser equipment, 1995.
- [43] Manual del microcontrolador ATmega16, ATmega16L [fecha de consulta: 9 de noviembre del 2010] Disponible en: <[http://www.atmel.com/dyn/resources/prod\\_documents/doc2466.pdf](http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc2466.pdf)>
- [44] Roithner Lásertechnik – Start [fecha de consulta: 26 de octubre del 2010]. Disponible en: <<http://www.roithner-láser.com>>
- [45] Norma española de Equipos Electromédicos, UNE-EN 60601-1, AENOR 2008.
- [46] TerraQuant.org, Terraquant MQ2000 [fecha de consulta: 15 de noviembre del 2011] Disponible en: <http://www.terraquant.org/product/bc3cebc9-05ae-47fb-9ff8-d8f32ded9872.aspx>
- [47] Promolux. [fecha de consulta: 26 de agosto del 2012] Disponible en: <[http://www.promolux.com/espanol/faq\\_es.php](http://www.promolux.com/espanol/faq_es.php)>
- [48] Compliance engineering [fecha de consulta 26 de agosto del 2012] Disponible en: <<http://www.ce-mag.com/archive/01/05/peckham.html>>
- [49] Proshield Laser Beam [fecha de consulta 26 de agosto del 2012] Disponible en: <[http://www.proshieldsafetysigns.co.uk/signs/4016\\_Warning\\_signs\\_laser\\_beam.html](http://www.proshieldsafetysigns.co.uk/signs/4016_Warning_signs_laser_beam.html)>

## ANEXOS

1. Procedimiento para determinar las características eléctricas del diodo láser.
2. Procedimiento para determinar las características eléctricas de LED
3. Tablas de valores para configuración de temporizador 1
4. Subrutinas
5. Circuito esquemático del convertidor digital – analógico
6. Circuito esquemático del módulo de potencia
7. Circuito esquemático de conexiones del microcontrolador y sus periféricos
8. Circuito esquemático de la fuente de alimentación
9. Análisis del indicador LED de inicio del tratamiento
10. Selección de la pantalla de cristal líquido
11. Selección del teclado matricial
12. Configuración de pila
13. Configuración de puertos de entrada y salida
14. El temporizador
15. Tablas de configuración de temporizador 1
16. Tablas de configuración de temporizador 2
17. Configuración de control de potencia
18. Tablas
19. Selección de los reguladores de voltaje
20. Selección del transformador
21. Esquemáticos de tarjetas electrónicas impresas
22. Características físicas del LED y el láser

## ANEXOS

### 1. Procedimiento para determinar las características eléctricas del diodo láser.

Con una fuente de voltaje regulable se energiza el diodo conectado en serie a una resistencia que limitará la corriente de paso, usando un fotómetro digital se toma el punto exacto de la muestra y con el multímetro digital se mide la corriente a través del diodo y el voltaje entre los extremos del diodo (ánodo-cátodo).

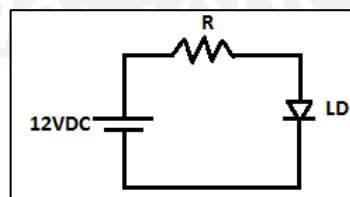
Los materiales:

- Fotómetro digital, medición de flujo de luz (ИЗМЕРИТЕЛЬ СВЕТОВЫХ ПОТОКОВ) de la marca “НПП ЛАМБИТ-ЭНТИС” (SPE ENTIS Cordero) (ver figura 3.5).
- Multímetro digital Fluke 179.
- Diodo láser.
- Fuente de voltaje regulable, cuyo voltaje es regulable de 2 VDC a 13 VDC
- Resistencias varias

Si el voltaje de alimentación del circuito es:

$$V_{cc}=12V_{dc}$$

Por lo tanto la corriente que circulará en el circuito será determinada por la resistencia que se le asocie al circuito (R) (ver figura A.1).



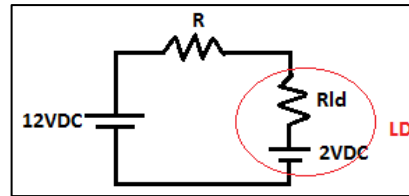
**Figura A.1** Circuito eléctrico que se usará para hallar las características eléctricas del diodo láser

El diodo láser, por sus características eléctricas puede ser reemplazado por una caída de voltaje y una resistencia asociada ( $R_{ld}$ ) (ver figura A.2), para realizar el análisis eléctrico, debido a la alta eficiencia del diodo láser se puede asumir que su resistencia asociada es nula.

$$R_{ld} \approx 0$$

Voltaje entre los extremos el diodo (ánodo-cátodo)

$$V_{ak} = 2 \text{ Vdc}$$



**Figura A.2** Por sus características eléctricas, el diodo láser (LD) se comporta como una caída de voltaje de aproximadamente  $2 \text{ Vdc}$  y una resistencia en serie.

Para realizar el experimento se reguló la fuente a  $12 \text{ Vdc}$ , en base a las siguientes características eléctricas del diodo láser se halla la resistencia asociada necesaria ( $R$ ), se toma como referencia las características eléctricas de un diodo láser de  $5 \text{ mW}$  de potencia luminosa (ver tabla A.1), para fines prácticos y para evitar el deterioro del diodo láser por sobrecorriente.

Parámetro	Símbolo	Condición	Min	Tip	Max	Unidad
Potencia óptica de salida	$P_o$	-	-	5	-	$\text{mW}$
Corriente umbral	$I_{th}$	-	-	30	35	$\text{mA}$
Corriente de operación	$I_{op}$	$P_o = 5 \text{ mW}$	-	38	40	$\text{mA}$
Voltaje de operación	$V_{op}$	$P_o = 5 \text{ mW}$	-	2.2	2.7	$\text{V}$
Corriente de monitoreo	$I_m$	$P_o = 5 \text{ mW}$	0.01	0.04	0.1	$\text{mA}$
Longitud de onda		$P_o = 5 \text{ mW}$	630	637	640	$\text{Nm}$

**Tabla A.1** Características eléctricas de un diodo láser de  $5 \text{ mW}$ , comercializado por la empresa Roithner LáserTechnik.

El objetivo de este procedimiento es obtener un punto de partida para poder determinar las características eléctricas del diodo láser.

Datos:

$$I_{op} = 38 \text{ mA} \quad V_{ak} = 2.2 \text{ Vdc} \quad V_{in} = 12 \text{ Vdc}$$

Solución:

$$V_{in} = I \cdot R + V_{ak}$$

$$R = (V_{in} - V_{ak}) / I$$

$$R = (12 - 2.2) \text{ Vdc} / 38 \text{ mA}$$

$$R = 257.89 \Omega$$

$$P=(12-2.2) Vdc * 38mA$$

$$P=372.4mW$$

Según las características eléctricas del diodo láser, para obtener una potencia luminosa de  $5mW$  se necesita una resistencia de  $257.89\Omega/372.4mW$

Al probar el circuito se obtiene una potencia luminosa del diodo láser menor a  $1mW$ .

Del experimento:

$$R=262\Omega \quad V_{cc}=12Vdc$$

$$V_{ak}=2.36Vdc$$

$$I=35.3mA$$

Para poder obtener una mayor potencia luminosa se escoge una resistencia menor a la anterior, de manera que para el mismo voltaje se obtenga mayor corriente.

Se realiza el mismo procedimiento, con la fuente de voltaje regulable de prueba regulado a un voltaje cercano al del voltaje ánodo-cátodo del diodo láser:

$$V_{cc}=3.5Vdc \quad I_{min}=35.3mA$$

$$V_{akmin}=2.36Vdc$$

De los datos anteriores se calcula el valor aproximado de la resistencia del circuito para obtener la potencia luminosa máxima admisible para este diodo láser:

$$R_{min}=(3.5-2.36) Vdc/35.3mA$$

$$R_{min}=42\Omega$$

$$P_{min}=35.3mA*(3.5-2.36) Vdc$$

$$P_{min}=40.242mW$$

El valor comercial más cercano es de  $57\Omega$ , en diversas potencias ( $1/4W$ ,  $1/2W$ ,  $1W$ ,  $2W$ ,  $5W$ ,  $10W$ ).



**Figura A.3** Fotómetro digital de la marca “НПП ЛАМБИТ-ЭНТИС”



Figura A.4 Diodo láser [100mW/ 630nm].

Resultados cuantitativos

Resistencia ( $\Omega$ )	57.1			
P [mW]	V <sub>cc</sub> [VDC]	I [mA]	V <sub>AK</sub> [VDC]	P/A [mW/cm <sup>2</sup> ]
1	3.74	44.00	2.47	-
5.2	5.34	48.10	2.52	20
10	5.46	49.60	2.54	35
15	5.76	54.83	2.6	54
20	5.98	58.94	2.63	75
25	6.27	63.00	2.67	88
30	6.56	66.00	2.72	108
35	6.73	70.00	2.74	136
40	6.99	73.70	2.78	149
45	7.23	76.88	2.84	158
50	7.52	81.61	2.86	177
55	7.73	84.76	2.89	191
60	8.03	89.14	2.94	210
65	8.3	93.17	2.98	217
70	8.52	96.50	3.01	231
75	8.8	100.53	3.06	264
80	9.05	104.20	3.1	281
85	9.19	106.13	3.13	296
90	9.46	110.16	3.17	322
95	9.74	114.19	3.22	344
100	10	118.39	3.24	350

Tabla A.2 Para una potencia luminosa [mW] determinada se midió la corriente [mA], y el voltaje entre el ánodo y cátodo del diodo [VDC].

## 2. Procedimiento para determinar las características eléctricas de LED

Con una fuente de voltaje regulable se energiza el diodo conectado en serie a una resistencia que limitará la corriente de paso, usando un fotómetro digital se toma el punto exacto de la muestra y con el multímetro digital se mide la corriente a través del diodo y el voltaje entre los extremos del diodo (ánodo-cátodo).

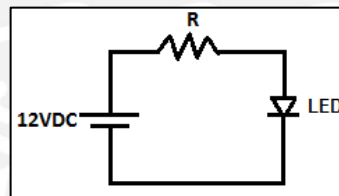
Los materiales:

- Fotómetro digital, medición de flujo de luz (ИЗМЕРИТЕЛЬ СВЕТОВЫХ ПОТОКОВ) de la marca “НПП ЛАМБИТ-ЭНТИС” (SPE ENTIS Cordero) (ver figura 3.5).
- Multímetro digital Fluke 179.
- LED
- Fuente de voltaje regulable, cuyo voltaje es regulable de 2VDC a 13VDC
- Resistencias varias

Si el voltaje de alimentación del circuito es:

$$V_{cc}=12Vdc$$

Por lo tanto la corriente que circulará en el circuito será determinada por la resistencia que se le asocie al circuito (R) (ver figura A.5).

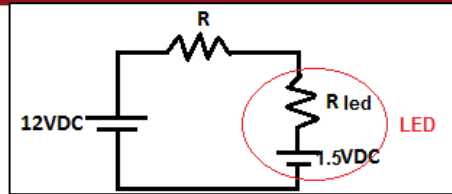


**Figura A.5** Circuito eléctrico que se usará para hallar las características eléctricas del LED

El LED, por sus características eléctricas puede ser reemplazado por una caída de voltaje y una resistencia asociada no lineal (Rled) (ver figura A.6).

Voltaje entre los extremos el diodo (ánodo-cátodo)

$$V_{ak}=1.5Vdc$$



**Figura A.6** Por sus características eléctricas, el LED se comporta como una caída de voltaje de aproximadamente 1.5 Vdc y una resistencia en serie, no lineal.

Para realizar el experimento se reguló la fuente a 12 Vdc, en base a las siguientes características eléctricas del LED se halla la resistencia asociada necesaria (R), se toma como referencia las características eléctricas de un LED genérico.

Se tiene:

$$V_{cc}=12\text{ Vdc}$$

$$I=20\text{ mA}$$

$$V_{ak}=1.5\text{ Vdc}$$

Por lo tanto la resistencia asociada teóricamente es:

$$R=(12\text{ Vdc}-1.5\text{ Vdc})/20\text{ mA}$$

$$R=525\Omega$$

$$P=(20\text{ mA})^2 \cdot 525$$

$$P=210\text{ mW}$$

Al probar el circuito se obtiene una potencia luminosa del LED

$$V_{cc}=12\text{ Vdc}$$

$$R=520\ \Omega$$

$$V_{ak}=2.037\text{ Vdc}$$

$$I=19.16\text{ mA}$$

$$P_{\text{luminosa}}=4.7\text{ mW}$$

Se redujo Vcc hasta alcanzar 1 mW de potencia luminosa medida con el fotómetro:

$$V_{cc}=4.2\text{ Vdc}$$

$$R=520\ \Omega$$

$$V_{ak}=1.862\text{ Vdc}$$

$$I=4.5\text{ mA}$$

El experimento se vuelve a llevar a cabo con las mismas condiciones, cambiando el voltaje de alimentación al mínimo, para calcular la resistencia asociada mínima ( $R_{led}$ ):

$$V_{cc}=2.396 Vdc$$

$$V_{ak}=1.862 Vdc$$

$$I=4.5mA$$

$$R_{ledmax}=(V_{cc}-V_{ak})/I$$

$$R_{ledmax}=(2.396-1.862)/4.5mA$$

$$R_{ledmax}=118.7\Omega$$

Se sugiere usar el valor comercial más cercano es de  $57\Omega$ , en diversas potencias ( $1/4W$ ,  $1/2W$ ,  $1W$ ,  $2W$ ,  $5W$ ,  $10W$ ), se usarán dos resistencias de este valor con lo cual se obtendrá  $114\Omega$

Resistencia ( $\Omega$ )	112			
P (mW)	$V_{in}$ (VDC)	I (mA)	VAK (VDC)	P/Área(mW/cm <sup>2</sup> )
1	2.396	4.5	1.862	5
3	3.475	12.8	1.975	8
5	4.496	21.9	2.048	11
7	5.567	31	2.099	14
9	6.72	40	2.148	17
10	7.32	46.1	2.171	18.5
12	8.7	56.8	2.209	20
13	9.425	63.9	2.229	21.5
15	10.93	76.5	2.281	23
16	12.14	89.1	2.307	24.5

**Tabla A.3** Para una potencia luminosa [mW] determinada se midió la corriente [mA], y el voltaje entre el ánodo y cátodo del diodo [VDC].

### 3. Tablas de valores para configuración de temporizador 1

.DW	0	15624
.DW	7812	5207
.DW	3905	3124
.DW	2603	2231
.DW	1952	1735
.DW	1562	1419
.DW	1301	1201
.DW	1115	1041
.DW	976	918
.DW	867	821
.DW	780	743
.DW	709	678
.DW	650	624
.DW	600	578
.DW	557	538
.DW	520	503
.DW	487	472
.DW	459	445
.DW	433	421
.DW	410	400
.DW	390	380
.DW	371	362
.DW	354	346
.DW	339	331
.DW	325	318
.DW	312	305
.DW	299	294
.DW	288	283
.DW	278	273
.DW	268	264
.DW	259	255
.DW	251	247
.DW	243	239
.DW	236	232
.DW	229	225
.DW	222	219
.DW	216	213
.DW	210	207
.DW	205	202
.DW	199	197
.DW	194	192
.DW	190	187
.DW	185	183
.DW	181	179
.DW	177	175
.DW	173	171
.DW	169	167
.DW	165	163
.DW	162	160
.DW	158	157
.DW	155	0

**Tabla A.4** Valores de ICR1A

.DW	0	7812
.DW	3906	2604
.DW	1953	1562
.DW	1302	1116
.DW	976	868
.DW	781	710
.DW	651	600
.DW	558	520
.DW	488	459
.DW	434	411
.DW	390	372
.DW	355	339
.DW	325	312
.DW	300	289
.DW	279	269
.DW	260	252
.DW	244	236
.DW	229	223
.DW	217	211
.DW	205	200
.DW	195	190
.DW	186	181
.DW	177	173
.DW	169	166
.DW	162	159
.DW	156	153
.DW	150	147
.DW	144	142
.DW	139	137
.DW	134	132
.DW	130	128
.DW	126	124
.DW	122	120
.DW	118	116
.DW	114	113
.DW	111	110
.DW	108	107
.DW	105	104
.DW	102	101
.DW	100	98
.DW	97	96
.DW	95	94
.DW	93	91
.DW	90	89
.DW	88	87
.DW	86	85
.DW	84	84
.DW	83	82
.DW	81	80
.DW	79	78
.DW	78	0

**Tabla A.5** Valores de OCR1A

Siendo algunos valores obtenidos de 16 bits, se usará tablas de 16 bits para almacenar los valores de los registros, por comodidad del programa los resultados obtenidos fueron convertidos a base hexadecimal.

### 4. Subrutinas

A continuación se presentara los diagramas de flujo de las principales subrutinas:

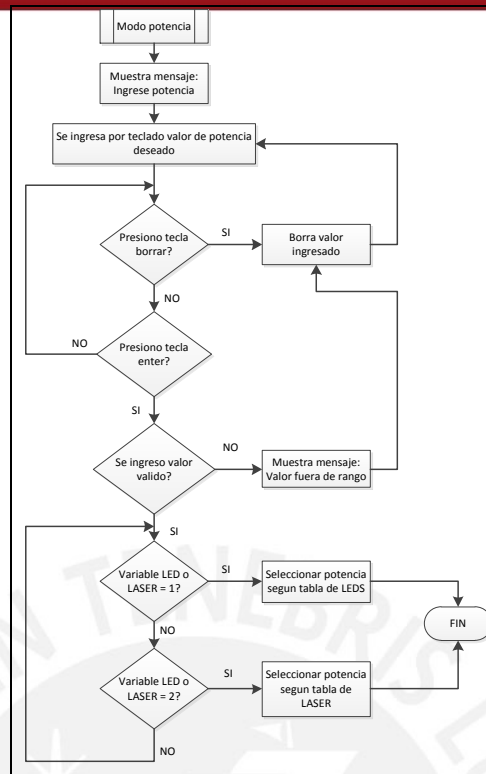


Figura A.7 Diagrama de flujo de subrutina modo potencia

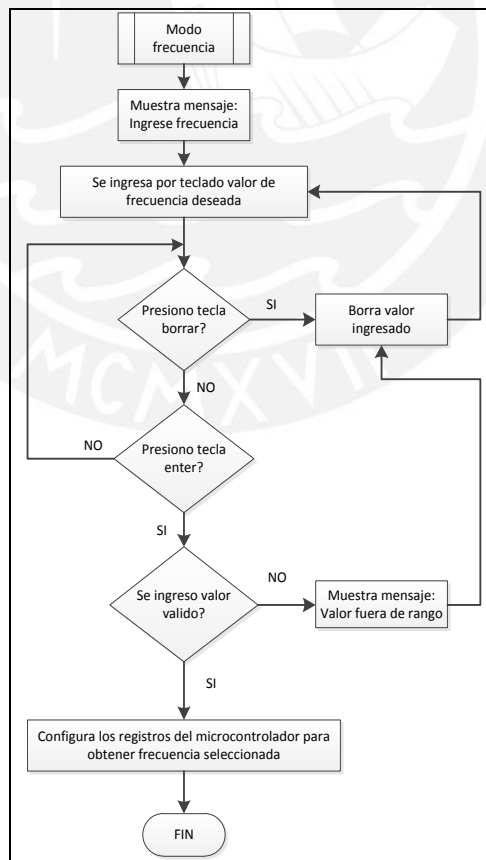


Figura A.8 Diagrama de flujo de subrutina modo frecuencia

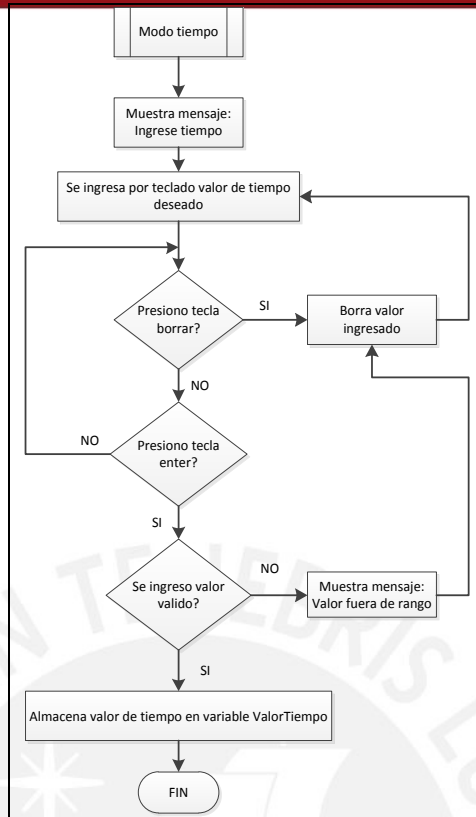


Figura A.9 Diagrama de flujo de subrutina modo tiempo

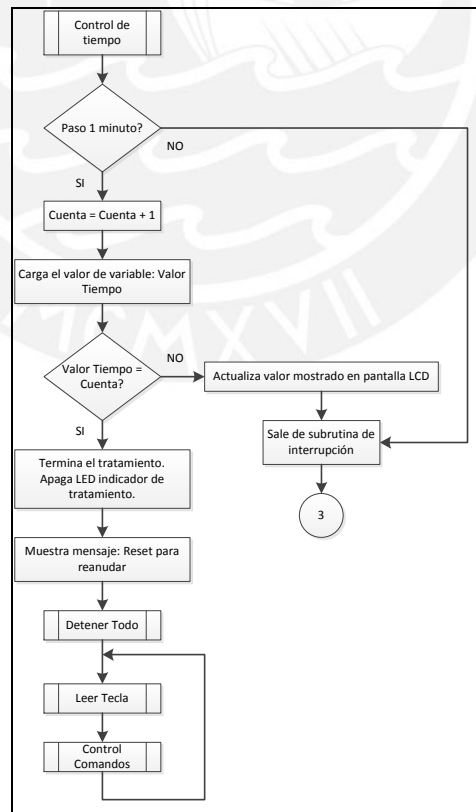
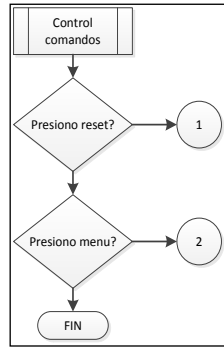
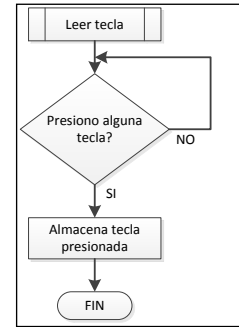


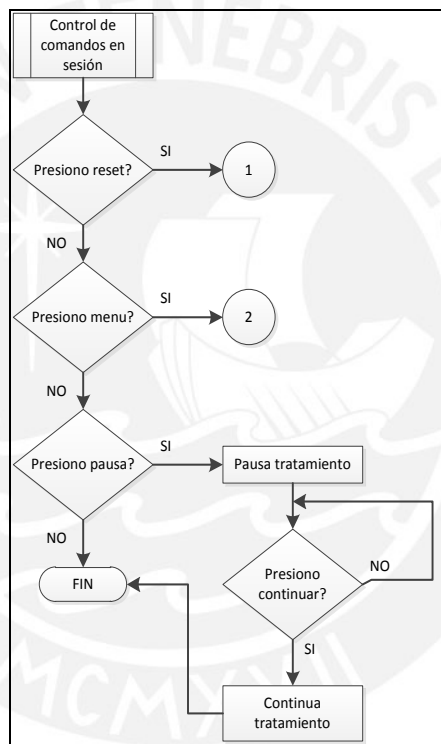
Figura A.10 Diagrama de flujo de subrutina control de tiempo



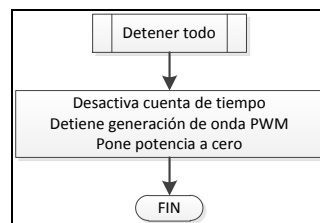
**Figura A.11** Diagrama de flujo de subrutina leer tecla



**Figura A.12** Diagrama de flujo de subrutina control comandos



**Figura A.13** Diagrama de flujo de subrutina control de comandos en sesión



**Figura A.14** Diagrama de flujo de subrutina detener todas las funciones del microcontrolador

- **Explicación del subrutinas**

Son pequeñas secciones de programa las cuales permiten tener un mayor orden al momento de realizar la programación. Son utilizadas en la mayoría de los programas extensos como este caso, también se pueden encontrar con el nombre de funciones.

Las subrutinas están ubicadas en el mismo espacio de programación que el programa principal pero en una sección distinta; es posible ubicarlas al principio o al final del programa principal. Estas son llamadas mediante etiquetas que se colocan al comenzar la subrutina, de esta manera pueden ser invocadas con dicho nombre en el programa principal. Por lo general el uso de las subrutinas es para ejecutar tareas repetitivas, así cada vez que se requiera utilizarlas simplemente se llama a la subrutina, entregándole las variables necesarias, de esta manera se disminuye las líneas de programación y se gana eficiencia.

- **Subrutina de configuración de puertos**

En esta subrutina se almacenará la sección de programación encargada de la configuración correspondiente a los puertos. Como fue mencionado anteriormente, los puertos pueden ser configurados como entradas o salidas dependiendo de los valores escritos en los registros designados por el fabricante para esta configuración. Dichos registros son DRRX y PORTX, donde X es reemplazado dependiendo si es para el puerto A, B, C o D.

- **Subrutina de configuración de pantalla LCD**

Para el uso de la pantalla LCD es necesario realizar las configuraciones necesarias dadas por el fabricante de la pantalla, ya que es la única manera de que los datos enviados desde el microcontrolador puedan visualizarse en la pantalla LCD. Para esto se desarrollaron distintas subrutinas para cumplir estas especificaciones, las cuales son: el bus de datos es de 8 bits, por ende tiene 256 valores posibles que pueden significar un carácter en la pantalla LCD. Así mismo, se tiene 3 bits de control, los cuales se encargan de la configuración de la pantalla LCD. Según el fabricante para enviar datos a la pantalla, estos deberán ser enviados en un momento específico, siguiendo una secuencia de pasos y no hay otra manera de realizar esta tarea. La equivalencia de los caracteres en bits y las configuraciones posibles con los 3 bits de control, se muestra en la hoja de datos del fabricante de cada LCD.

Como lo mostrado en la hoja de datos del fabricante es necesario tener una subrutina que genere un retardo para que el microcontrolador se pueda sincronizar con la pantalla, una subrutina de retardo para la visualización de los caracteres, una subrutina que se encargue de enviar los datos y una subrutina que indique la configuración que necesita la pantalla LCD. Por esta razón se crearon las siguientes subrutinas:

- **Subrutina de retardo**

Esta subrutina nos permite tener un retardo de 60ms en el programa, esto será utilizado para poder enviar los datos y realizar la configuración de la pantalla LCD, ya que el fabricante lo especifica así. Esta subrutina será utilizada por la subrutina de retardo para visualización.

- **Subrutina de retardo para visualización**

Esta subrutina utiliza la subrutina de retardo 5 veces, así se logra un retardo total de 300ms. Esto se utilizara únicamente para mostrar el mensaje, valor fuera de rango.

- **Subrutina de envío de instrucción a pantalla LCD**

Esta subrutina hará uso de los 3 terminales de control mencionados antes, los cuales son los 3 primeros terminales del puerto D (PD0, PD1 y PD2). Estos terminales simbolizan para la pantalla LCD sus terminales de configuración RW, RS y E, el significado de cada terminal de la pantalla LCD se muestra en la hoja de datos del fabricante.

Para lograr la configuración deseada, se hará uso de la subrutina retardo para visualización.

- **Subrutina de envío de datos a la pantalla LCD**

Esta subrutina se encargará de enviar los datos a la pantalla LCD y será utilizada por las subrutinas para mostrar mensajes pre-grabados y subrutinas para mostrar dígitos de potencia, frecuencia y tiempo.

- **Subrutina de espera de buffer vacío**

Esta subrutina se encarga de verificar que el bus de datos este vacío al momento de querer enviar un nuevo dato, esto se realiza con el fin de evitar conflictos con el envío de datos desde el microcontrolador. Esta subrutina se usará cada vez que se quiera enviar un carácter a la pantalla LCD.

- **Subrutina de inicialización visualización de 1era fila de pantalla LCD**

Esta subrutina es la encargada de poner el cursor de la pantalla LCD en la primera fila, ya que esta pantalla LCD tiene 2 filas por 16 caracteres, es necesario indicarle en qué lugar se desea mostrar el carácter enviado desde el microcontrolador.

- **Subrutina de inicialización visualización de 2da fila de pantalla LCD**

De igual manera, esta subrutina es la encargada de poner el cursor de la pantalla LCD en la segunda fila, luego de lo cual se mandará un dato y se mostrará en la ubicación seleccionada en la segunda fila de la pantalla LCD.

- **Subrutina de configuración de Teclado matricial**

Como mencionado antes, el teclado matricial será conectado al puerto C del microcontrolador ATmega16. Esta subrutina utilizará la subrutina de sensado de teclado para saber qué tecla se presionó. Previamente los valores posibles del teclado matricial serán almacenados en una tabla de 8 bits; así se podrá obtener, de dicha tabla, los valores posibles que son: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 0, enter, reset, detener, continuar y menú.

- **Subrutina de sensado de teclado**

Esta subrutina es la encargada de verificar qué tecla se presionó en el teclado matricial, esto es posible realizando un barrido, es decir un sensado de filas y columnas para obtener la tecla presionada. El teclado utilizado es de 4 x 4 botones, por lo cual tiene 16 valores posibles. Así pues cuando se presione una tecla, el teclado matricial enviará el valor correspondiente a la ubicación que se presionó, este valor es de 8 bits. Cuando una tecla es presionada, se envía un 1 lógico de su ubicación.

- **Subrutinas de configuración del temporizadores**

- **Subrutina de configuración de temporizador 1**

En esta subrutina se realizará la configuración de los valores de los registros dados por el fabricante para el funcionamiento, del temporizador 1, del microcontrolador según las necesidades del usuario. Se explicó anteriormente, en la configuración del temporizador 1, que valores corresponden para los registros de configuración TCCR1A, TCCR1B, OCR1, ICR1.

## – Subrutina de configuración de temporizador 2

En esta subrutina se realizará la configuración de los registros del temporizador 2. Se explicó anteriormente, en la configuración del temporizador 2, los valores que corresponden a los registros de configuración TCCR2, OCR2.

- **Subrutina modo potencia**

En esta subrutina se entregará la potencia deseada que el usuario seleccionó, pero antes de enviar el valor por el puerto B, se tendrán que filtrar el valor seleccionado por el usuario, el valor ingresado debe ser múltiplo de 5, ya que la potencia a entregar va desde los  $5mW$  hasta los  $100mW$ , siendo los valores a elegir de 5 en 5. Además en la subrutina se verifica que el valor seleccionado no supere los  $100mW$ . Finalmente se envía el valor de la tabla de potencia, dependiendo del valor seleccionado.

- **Subrutina modo frecuencia**

En esta subrutina se pone en funcionamiento el temporizador 1, aquí se utiliza la subrutina de configuración del temporizador 1. También esta subrutina se encarga de filtrar el valor seleccionado por el usuario, verificando que sea mayor de  $0Hz$  y menor de  $100Hz$ . Una vez obtenido el valor de la tabla correspondiente a la frecuencia seleccionada, este es puesto en los registro ICR1H y ICR1L, con esto se obtendrá la frecuencia seleccionada para la onda PWM, luego se pondrá en los registros OCR1H y OCR1L los valores correspondientes para un ciclo de trabajo de 50% para la onda cuadrada PWM.

- **Subrutina modo tiempo**

Esta subrutina es la encargada de contabilizar el tiempo, siendo una subrutina de servicio de interrupción por comparación exitosa del temporizador 2, este tipo de subrutina es ejecutada cada 250ms o 0.25 segundos, como explicado anteriormente, se indicó porque se ejecutaría cada 0.25 segundos. Esta subrutina se ejecutará independientemente de lo que esté realizando el programa en ese momento, esta es la ventaja de usar las interrupciones. Así pues se contarán las veces que se entran a esta subrutina y así poder contabilizar el tiempo.

- **Subrutina detener todo**

Esta subrutina es ejecutada cuando se finaliza el tratamiento, habiendo cumplido el tiempo designado por el usuario para la duración del tratamiento. La función de esta subrutina es detener el tratamiento, esto se realiza poniendo los valores de potencia

y frecuencia a 0, así ya no hay emisión de señales de parte del microcontrolador, así mismo se deshabilita la interrupción del temporizador 2 para detener el tiempo.

- **Subrutina de pausa de tratamiento**

Esta subrutina fue desarrollada con la intención de ofrecer una alternativa de detener el tratamiento en cualquier momento presionando la tecla pausa. Así el usuario podrá elegir si suspende momentáneamente el tratamiento por alguna molestia o incomodidad al utilizar el equipo. El tiempo seleccionado para la aplicación también se queda en pausa.

- **Subrutina de reanudación de tratamiento**

Esta subrutina permite reanudar el tratamiento pausado en consecuencia de haber presionado el botón pausa, así pues presionando el botón continuar se reanudará el tratamiento con los mismos datos inicialmente ingresados, en potencia, frecuencia y tiempo. Se reanudará así mismo el tiempo de aplicación que quedó pausado.

- **Subrutina de control de comandos en sesión.**

Esta subrutina es desarrollada para sensar en plena sesión si se elige la opción menú, pausa o reset; que son las opciones que se ofrecen realizar una vez que se está en pleno uso del equipo.

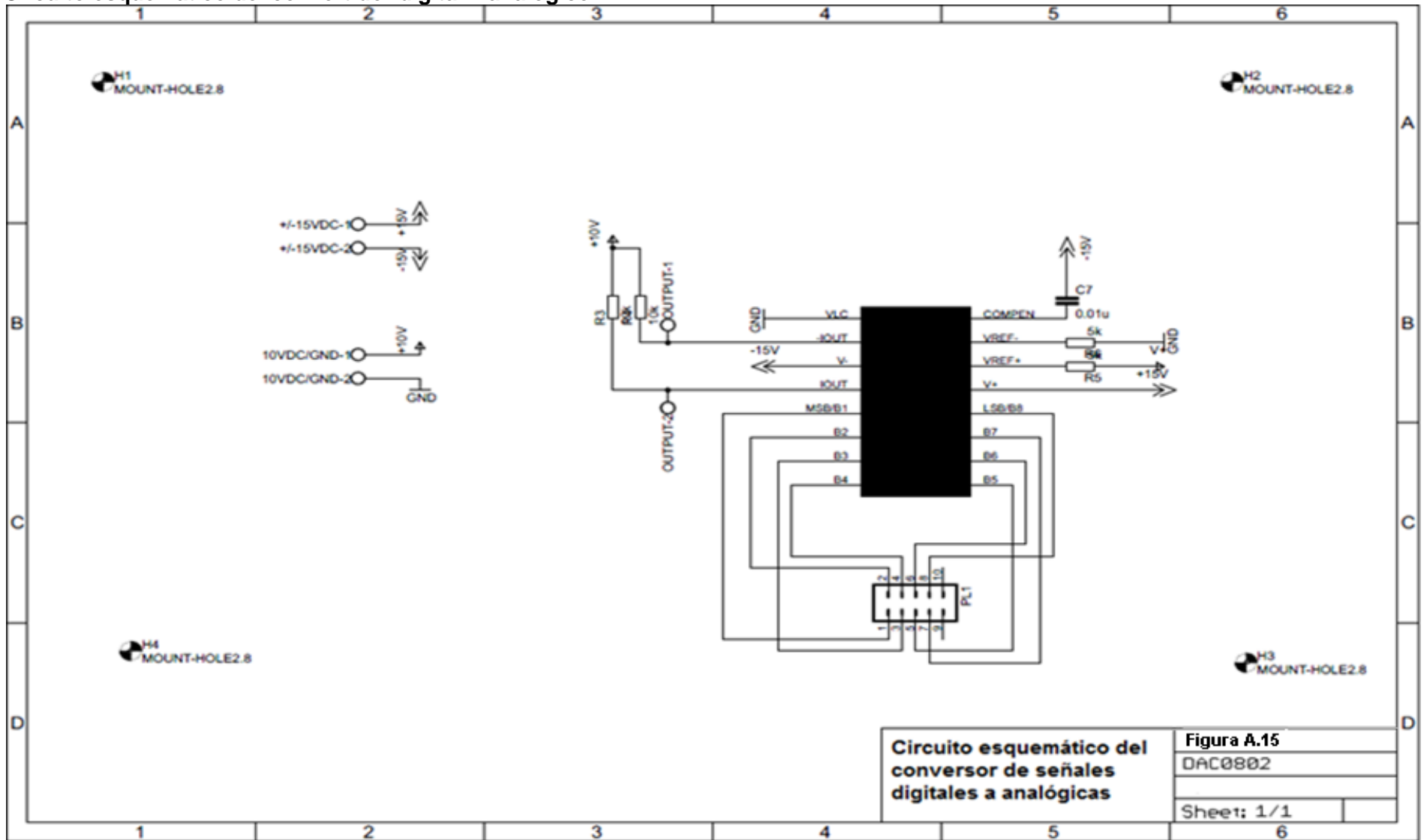
- **Subrutina de control de comandos finalizada la sesión**

Esta subrutina es desarrollada con el fin de, luego ejecutada la subrutina detener todo, permitir al usuario elegir si desea poner en funcionamiento otra vez el equipo.

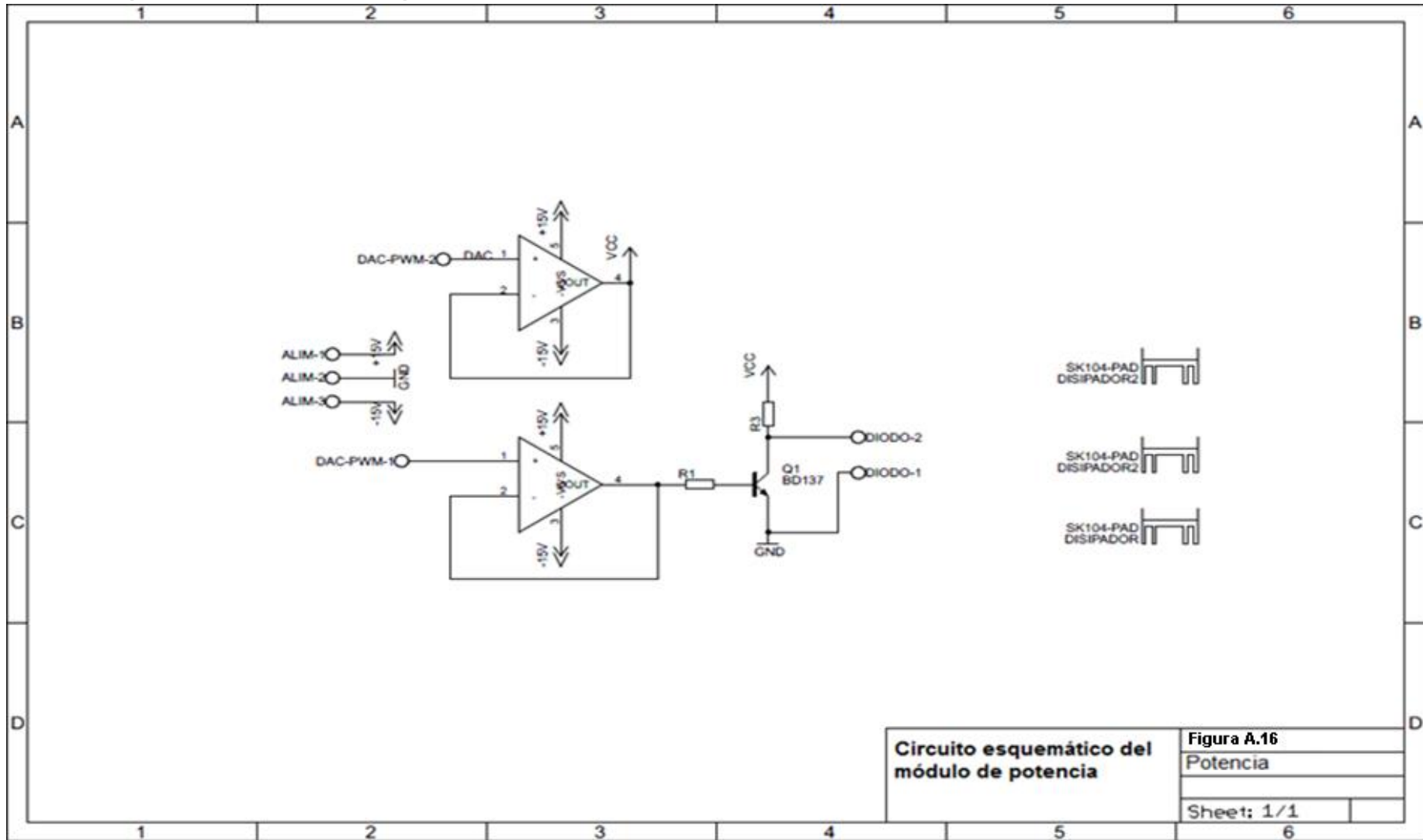
- **Subrutinas para mostrar mensajes pre-grabados, dígitos de potencia, frecuencia y tiempo.**

Estas subrutinas son las que se encargan de mostrar en la pantalla LCD los mensajes pre-grabados y los valores correspondientes a lo seleccionado por el usuario. Estas subrutinas harán uso de las siguientes subrutinas: subrutina de espera de buffer vacío, subrutina de inicialización visualización de 1era fila de pantalla LCD, subrutina de inicialización visualización de 2da fila de pantalla LCD, subrutina de envío de datos a la pantalla LCD. Cada una de estas será utilizada en el momento adecuado para poder mostrar los mensajes en la pantalla LCD.

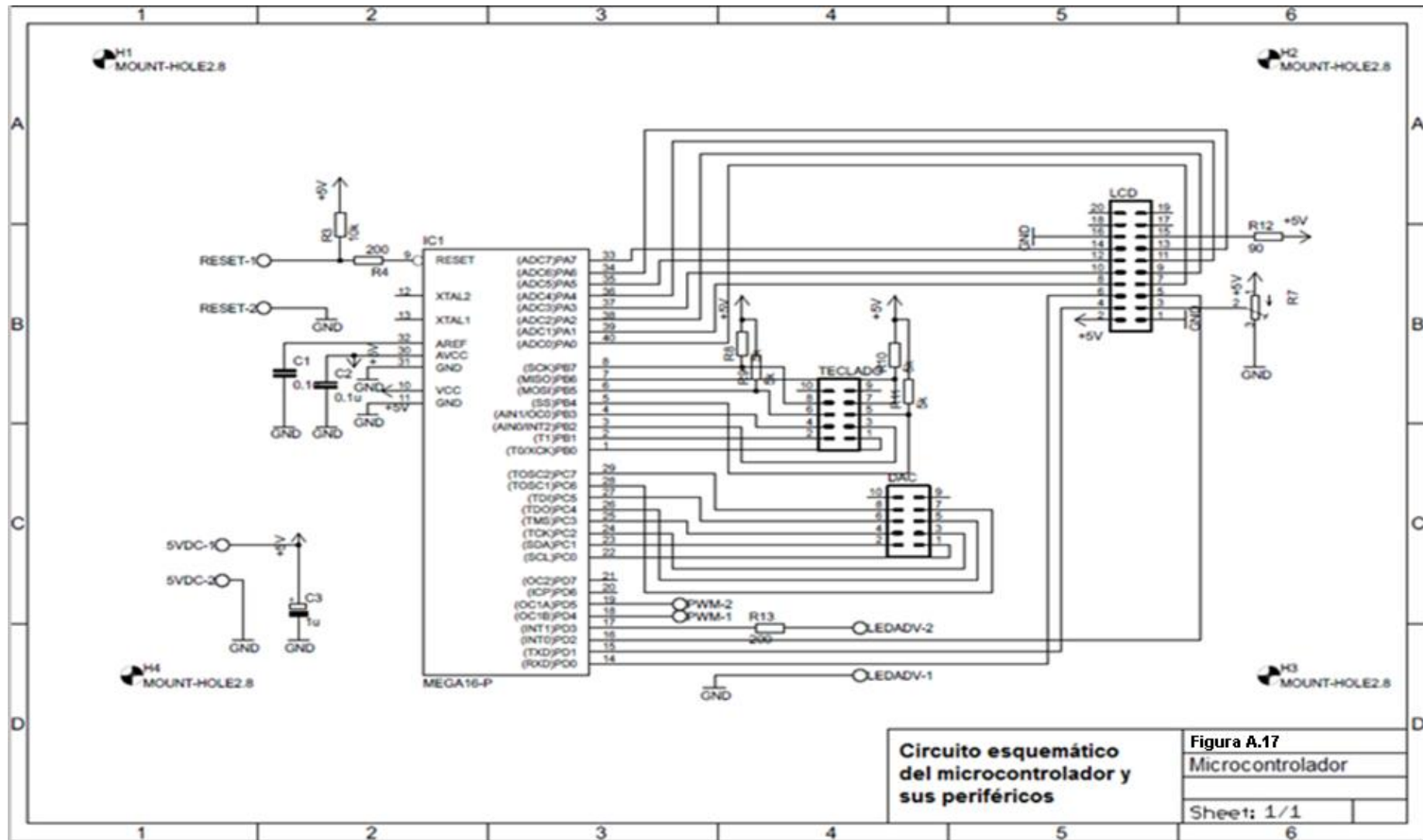
5. Circuito esquemático del convertidor digital – analógico



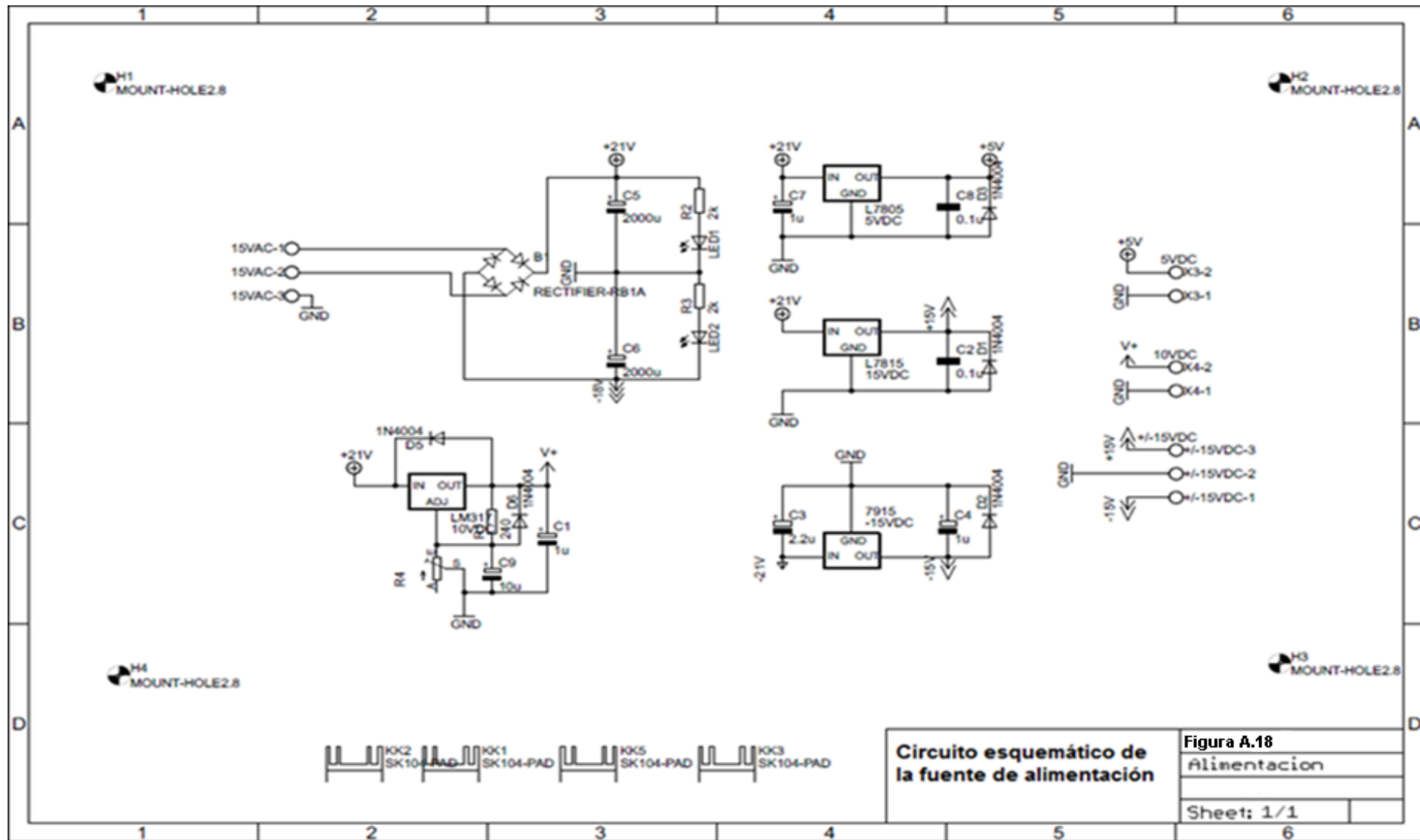
6. Circuito esquemático del módulo de potencia



7. Circuito esquemático de conexiones del microcontrolador y sus periféricos



8. Circuito esquemático de la fuente de alimentación



## 9. Análisis del indicador LED de inicio del tratamiento

Por su disponibilidad se elige el LED LTL-4232N, las características eléctricas de los LEDs según su fabricante son (ver tabla A.6):

$$V_{transf} = 15 * \sqrt{2}VDC$$

$$V_{transf} = 21.213VDC$$

$$V_{ak} = 2VDC$$

$$I = 10mA$$

La resistencia adjunta al LED debe tener un valor de:

$$R \geq \frac{V_{cc} - V_{ak}}{I}$$

$$R \geq 1.921k\Omega$$

$$P = V_{ak} * I$$

$$P \geq 15mW$$

El valor comercial más cercano es de  $2k\Omega/250mW$ .

$$I_{led} = (21.213 - 2) / 2k$$

$$I_{led} = 9.607mA$$

Símbolo	Parámetro	Typ	Unid
I	Corriente	10	mA
V <sub>ak</sub>	Voltaje ánodo-cátodo	2	Vdc

**Tabla A.6** Características eléctricas del LED LTL-4232N.

## 10. Selección de la pantalla de cristal líquido

La norma IEC 601-2-22 [42] hace hincapié en la necesidad de que el equipo de terapias con diodo láser, que puede incluir a los equipos con LEDs, tenga un menú donde se escogen las condiciones de trabajo del tratamiento, como la potencia o energía, frecuencia y tiempo, además durante el tratamiento se deben mostrar estos datos, además de la longitud de onda emitida por los diodos; por su versatilidad, caracteres alfanuméricos y necesidad de mostrar varios datos a la vez, se eligió usar una pantalla de cristal líquido.

La pantalla de cristal líquido (LCD), conformada por píxeles, provee una interfaz gráfica de letras, números o símbolos que le son enviados mediante un bus de datos y control.

Las variables del tratamiento que se deben mostrar en pantalla son:

Potencia luminosa (Valor máximo  $100mW$ )

Frecuencia de onda (Valor máximo  $100Hz$ )

Tiempo de tratamiento (Valor máximo  $15min$ )

Por lo tanto se debe mostrar en pantalla:

$P=100mW$  (7 dígitos)

$F=100Hz$  (7 dígitos)

$T=15min$  (7 dígitos)

$\lambda=630nm$  (7dígitos)

Espacios=2 dígitos

Por lo tanto se necesita una pantalla que proyecte 30 dígitos a la vez, como mínimo.

Código	Dimensiones	Luz de fondo	Voltaje	Corriente
ADT-1620/C/S/L	57.7mm*13.8mm	Sí	5Vdc	3mA
TS1620-1	57.7mm*14mm	Sí	5Vdc	3mA
1620A 17	57.7mm*14mm	Sí	5Vdc	3mA
TS1620-G4	98mm*24mm	Sí	5Vdc	3mA

**Tabla A.7** Pantallas LCD en las que se puede visualizar 32 caracteres.

Se sugiere usar una pantalla de cristal líquido debido a su versatilidad, para que la interacción con el usuario sea fluida y este código en específico debido a la cantidad de caracteres que puede mostrar a la vez, el tamaño y el precio.

La pantalla LCD que se eligió es de código TS-1620-G4, cuyo fabricante es China OPTOTECH CO., LTD, esta puede mostrar 32 caracteres a la vez y tiene luz de fondo, además sus dimensiones físicas son:  $L=8cm$  x  $A=3.6cm$ .

Sus características eléctricas son:

Corriente de alimentación

$I_{dd}=3mA$

Voltaje de alimentación del LCD

$V_{dd}=5VDC$

Voltaje de alimentación de la luz de fondo (hoja de datos)

$V_f=4.1VDC$

$I_f=10mA$

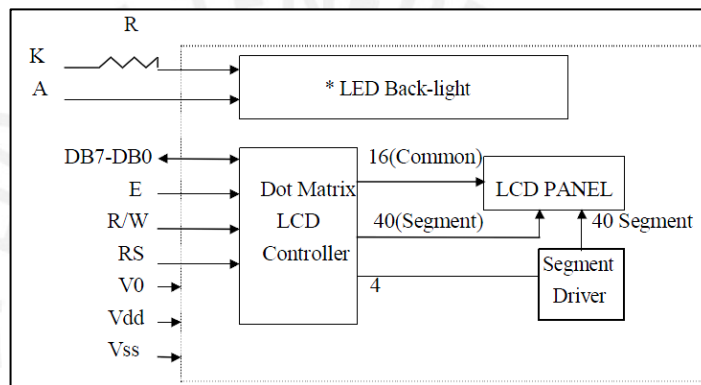
Se usará una fuente de alimentación de  $5\text{Vdc}$  para el LCD por lo tanto para la luz de fondo se necesita una resistencia para disminuir el flujo de corriente.

Por lo tanto la resistencia asociada ( $R$ ) a la luz de fondo (ver figura A.19) es

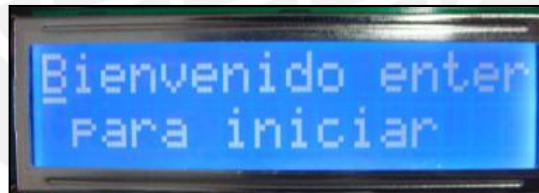
$$R=(5-4.1)\text{VDC}/10\text{mA}$$

$$R=90\Omega$$

Para controlar esta pantalla LCD se requiere de un bus de datos de 8 bits (DB7-DB0, pin 7-14), un bus de control de 3 bits (E, R/W, RS; pin 4-6), fuente de energía de la pantalla ( $V_{dd}$ ,  $V_{ss}$ ; pin 1 y 2) y para la luz de fondo (K, A; pin 15 y 16); además para controlar el contraste de la pantalla se debe incluir un potenciómetro como divisor de voltaje ( $V_0$ , pin 3) (ver figura A.19).



**Figura A.19** Esquema tomado de la hoja de datos provisto por el fabricante



**Figura A.20** Pantalla LCD, código TS-1620-17 y fabricante "China OPTOTECH CO., LTD".

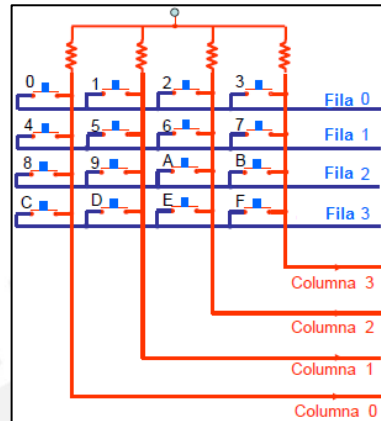
## 11. Selección del teclado matricial

Se requiere de una interfaz de entrada para configurar las variables del tratamiento, para esto se sugiere usar pulsadores, se debe poder ingresar valores numéricos (0-9), botón de confirmación (ingresar), botón de borrado (borrar), botón de pausa (pausa), botón de reinicio (reinicio), por lo tanto se requieren de 14 pulsadores, que significarían 14 bits necesarios del microcontrolador; por sus características físicas se sugiere el uso de un teclado matricial.

Los teclados matriciales son ensamblados en forma de matriz (ver figura A.21)

El diagrama muestra un teclado como una matriz de 4X4- 16 teclas configuradas en 4 columnas y 4 filas.

Cuando no se ha oprimido ninguna tecla, (todas las teclas abiertas) no hay conexión entre filas y columnas, y cuando se oprime una tecla se hace una conexión entre la columna y la fila de la tecla. [54]



**Figura A.21** Esquema de los pulsadores que comprenden el teclado matricial, estos están divididos por columnas y filas. [54]

El teclado matricial que se escogió de 4 por 4 pulsadores, en total 16 pulsadores, entre sus teclas están los números del 0 al 9, y los botones menú, reset, detener, continuar, borrar y enter. Este teclado tiene un puerto de 8 terminales que deben conectarse al microcontrolador, así se podrá detectar la tecla presionada (ver figura A.22).

Corriente consumida por cada tecla activa:

$$I_i = 5 \text{ VDC} / 5k = 1 \text{ mA}$$

Este tiene 4 pulsadores activos como máximo a la misma vez, por lo tanto la corriente máxima consumida por el teclado matricial será:

$$I_{\text{teclado}} = 4 \text{ mA}$$



**Figura A.22** Teclado matricial

## 12. Configuración de pila

Los microcontroladores son capaces de seguir instrucciones siempre y cuando tengan noción de las instrucciones a seguir, encontrar las sentencias requeridas y ejecutarlas en el instante deseado. Por esta razón el microcontrolador tiene una libreta de direcciones la cual, en otras palabras, es una plantilla con filas contadas, es decir una dirección por cada fila. Esta plantilla es donde se escribe todo el programa principal y subrutinas; por lo cual, la noción de cuando comenzar una subrutina y en donde termina lo determina el puntero de pila. El puntero de pila es el encargado de mantener la dirección de la fila en el programa principal cuando se invoca a una subrutina, debido a que cuando se entra a una subrutina que está en otra sección del programa la secuencia de ejecución tendrá que saltar hasta dicha subrutina y luego de culminar la misma, regresar al programa principal donde se quedó luego de llamar a la subrutina.

Para esto lo primero en configurarse, al iniciar la programación del microcontrolador, es indicarle en donde comienza el programa principal, así como asignarle una dirección de inicio. Para el ATmega16 la configuración del puntero de pila se realiza con los registros SPH y SPL, estos registros son de 8 bits que juntos almacenan la dirección de 16 bits del puntero de pila. Para el microcontrolador elegido la dirección de inicio es \$45F, este valor es separado en sus 8 bits más significativos y 8 menos significativos los cuales son puestos en SPH y SPL respectivamente.

## 13. Configuración de puertos de entrada y salida

Mediante el programa es necesario configurar los puertos del microcontrolador que serán utilizados como entradas, es decir, puertos en donde se reciban datos para ser procesados; o los que se utilizarán como salidas, es decir, la entrega de datos procesados y controlados los cuales son resultado de la programación.

Se debe tener presente lo siguiente: un puerto está conformado por ocho terminales del microcontrolador. Así mismo tener en cuenta que los registros DDRA, DDRB, DDRC y DDRD son los registros designados por el fabricante para indicar si el puerto será de entrada o salida; dichos registros son de 8 bits, por lo tanto cada puerto tiene 8 terminales para configurarse como entrada o salida. Para configurar un terminal como entrada se tendrá que escribir un 0 lógico en el bit designado para dicho terminal, así mismo para configurar un terminal como salida se tendrá que escribir un 1 lógico en el bit designado para ese terminal. Por ejemplo: si se desea en el puerto A, poner el primer, tercer, quinto y sexto terminal como entrada; y el

segundo, cuarto, séptimo y octavo terminal como salida se tendría que escribir en el registro DDRA (11001010) en valor binario, donde la cuenta de la posición del terminal va de derecha a izquierda. Así también, se debe configurar sólo para los terminales que serán utilizados como salida, una resistencia interna del microcontrolador llamada resistencia de pull-up. Dicha resistencia permite emitir un 0 ó 1 lógico en el terminal y es configurada con los registros PORTA, PORTB, PORTC y PORTD, dependiendo del puerto a configurar, estos registros también son de 8 bits. Así como los registros DDRA, DDRB, DDRC y DDRD, los registros PORTA, PORTB, PORTC y PORTD permiten la configuración de cada terminal en cada puerto.

Todos los fabricantes tienen una nomenclatura para llamar a los puertos. Para la explicación se usará el siguiente esquema:

Si se refieren al puerto A:

Dado por el fabricante	Para la explicación
PA0	Terminal 1
PA1	Terminal 2
PA2	Terminal 3
PA3	Terminal 4
PA4	Terminal 5
PA5	Terminal 6
PA6	Terminal 7
PA7	Terminal 8

**Tabla A.8** Nomenclatura dada por el fabricante y nomenclatura que se utilizará para la explicación de los puertos del microcontrolador

Para los otros puertos sólo se cambiará la letra final de la nomenclatura del fabricante, por ejemplo: PB2, PC5, PD6, etc.

En los terminales de entrada se tendrá sólo el teclado matricial, el cual es un interfaz por el cual se ingresan datos, para esto se utilizará el puerto C del microcontrolador ATmega16, así mismo dicho puerto será configurado como entrada con el registro DDRC, como lo explicado antes, dicho registro deberá tener un 0 lógico en cada terminal del puerto.

Como terminales de salida se tendrá:

El puerto A, para el envío de datos a la pantalla LCD, es decir, servirá para enviar la información a mostrar en la pantalla, en este caso enviará mensajes pregrabados en el microcontrolador dependiendo de la opción que se elija.

En el puerto D se utilizarán los tres primeros terminales para el control de la pantalla LCD, es decir, 3 terminales para controlar los parámetros que el fabricante brinda para el funcionamiento de la pantalla LCD. Además se configurará como salida el cuarto y quinto terminal del puerto D. El cuarto terminal servirá para un indicador LED, el cual señala el inicio del tratamiento. El quinto terminal es para entregar la onda PWM generada.

El puerto B, se utiliza para el control de potencia y también es configurado como salida, ya que por este puerto se enviará, en bits, el valor de potencia luminosa deseada para luego ser entregado a otro circuito el cual se encargará de convertir esa información a voltaje.

#### **14. El temporizador**

El temporizador o contador de un microcontrolador es un periférico interno por el cual podemos aprovechar el reloj interno del microcontrolador para la generación de ondas, usando este como un oscilador interno. El reloj interno del microcontrolador es un dispositivo el cual controla la frecuencia de trabajo de cada microcontrolador, por lo general las frecuencias de trabajo en los microcontroladores son programables, así se puede configurar este parámetro dependiendo de la aplicación para la cual se utilizará.

Existen microcontroladores cuyos temporizadores pueden ser configurados a través de registros del mismo. Estos registros indican la configuración del pre-escalador, el modo de operación, tipo de onda a utilizar y la utilización de interrupciones.

Para la presente tesis se usará el microcontrolador ATmega16 con frecuencia de trabajo de 1MHz, ya que según la hoja de datos del fabricante, esta frecuencia es la más óptima para que el microcontrolador opere, teniendo un consumo de energía y eficiencia óptima.

El reloj interno del microcontrolador tiene un contador con rango en valor hexadecimal desde 0 hasta FFFF, en donde el F hexadecimal equivale a 15 en decimal; dicho valor es almacenado en el registro TCNT1. De esta manera los temporizadores pueden usar registros para comparar valores con dicho registro TCNT1 y así tener noción de cuando realizar alguna acción.

Este microcontrolador cuenta con tres tipos de temporizadores:

Temporizador 0: Es un temporizador de propósito general de 8 bits, es bastante limitado ya que solo se puede utilizar para realizar una sola comparación exitosa con el registro OCR0.

Temporizador1: Es un temporizador de propósito general de 16 bits, este es el temporizador más completo del microcontrolador, ya que permite elegir su uso en distintos modos, para así generar distintos tipos de ondas cuadradas. También tiene 2 registros para comparación exitosa OCR1 y OCR2, así mismo un registro de fin de cuenta ICR1. Para el caso de interrupciones el único beneficio en comparación a los otros 2 temporizadores es que la cuenta del reloj puede ser más extensa ya que el registro comparador para la interrupción es de 16 bits.

Temporizador2: Es un temporizador de propósito general de 8 bits, tiene un registro para realizar una comparación exitosa OCR2. Así mismo tiene un registro de fin de cuenta ICR2.

Los temporizadores en un microcontrolador permiten facilitar el control de algunas características del microcontrolador, entre las cuales se tiene: la generación de una onda PWM y el uso de interrupciones por comparación exitosa, las cuales se utilizarán en el desarrollo de la programación.

Para la presente tesis se utilizará 2 de los 3 temporizadores disponibles del ATmega16, los cuales son el temporizador 1 y el temporizador 2. Se eligieron dichos temporizadores ya que se acomodan a las necesidades de los requerimientos para el funcionamiento del equipo.

### 15. Tablas de configuración de temporizador 1

<b>TCCR1 A</b>	COM1 A1	COM1 A0	COM1 B1	COM1 B0	FOC1 A	FOC1 B	WGM 11	WGM 10
<b>TCCR1 B</b>	ICNC1	ICES1	-	WGM1 3	WGM 12	CS12	CS11	CS10

**Tabla A.9** Tabla de registros TCCR1A y TCCR1B, donde se muestran los bits de configuración del temporizador 1

<b>CS1 2</b>	<b>CS1 1</b>	<b>CS1 0</b>	<b>Descripción</b>
0	0	0	No hay señal de reloj. Contador detenido.
0	0	1	Pre-escalador = 1
0	1	0	Pre-escalador = 8
0	1	1	Pre-escalador = 64
1	0	0	Pre-escalador = 256
1	0	1	Pre-escalador = 1024
1	1	0	Fuente de reloj externa conectada a pin T1 (flancos de bajada)
1	1	1	Fuente de reloj externa conectada a pin T1 (flancos de subida)

**Tabla A.10** Tabla de bits de configuración del temporizador 1 para la elección del pre-escalador

WG M13	WG M12	WG M11	WG M10	Modo de operación	Valor tope	Actualización de OCR1X ocurre	Puesta a 1 de TOV1 ocurre cuando
0	0	0	0	Normal	\$FFF F	de inmediato	TCNT1 = \$FFFF
0	1	0	0	CTC	OCR 1A	de inmediato	TCNT1 = \$FFFF
0	1	0	1	PWM rápido de 8 bits	\$00F F	en valor tope	TCNT1 = \$00FF
0	1	1	0	PWM rápido de 9 bits	\$01F F	en valor tope	TCNT1 = \$01FF
0	1	1	1	PWM rápido de 10 bits	\$03F F	en valor tope	TCNT1 = \$03FF
1	1	0	0	CTC	ICR1	en valor tope	TCNT1 = \$FFFF
1	1	1	0	PWM rápido	ICR1	en valor tope	TCNT1 = ICR1
1	1	1	1	PWM rápido	OCR 1A	en valor tope	TCNT1 = OCR1A

**Tabla A.11** Tabla de bits de configuración del temporizador 1 para la elección del tipo de onda

COM1A1 / COM1B1	COM1A0 / COM1B0	Descripción
0	0	Operación de puerto normal. Circuito temporizador OC1A/OC1B desconectado de pin OC1B
0	1	Si WGM = 0: Modo de operación normal. OC1A/OC1B desconectado de pin. Si WGM = 1: Modo conmutación en pin OC1A. No debe utilizarse este valor para OC1B
1	0	Modo PWM no invertido. Pin OC1A/OC1B se pone a 0 en comparación exitosa, y se pone a 1 al llegar a TCNT1 al valor tope.
1	1	Modo PWM invertido. Pin OC1A/OC1B se pone a 1 en comparación exitosa, y se pone a 0 al llegar a TCNT1 al valor tope.

**Tabla A.12** Tabla de bits de configuración del temporizador 1 para la elección del modo PWM

### 16. Tablas de configuración de temporizador 2

TCCR2	FOC2	WGM20	COM21	COM20	WGM21	CS22	CS21	CS20
TIMSK	OCIE2	TOIE2	TICIE1	OCIE1A	OCIE1B	TOIE1	-	TOIE0

**Tabla A.13** Tabla de registros TCCR2 y TIMSK, donde se muestran los bits de configuración del temporizador 2

CS22	CS21	CS20	Descripción
0	0	0	No hay señal de reloj. Contador detenido.
0	0	1	Pre-escalador=1
0	1	0	Pre-escalador = 8
0	1	1	Pre-escalador = 32
1	0	0	Pre-escalador = 64
1	0	1	Pre-escalador = 128
1	1	0	Pre-escalador = 256
1	1	1	Pre-escalador = 1024

**Tabla A.14** Tabla de bits de configuración del temporizador 2 para la elección del pre-escalador

WGM21	WGM20	Modo de operación	valor tope	Actualización de OCR2 ocurre
0	0	Normal	\$FF	de inmediato
0	1	PWM	\$FF	en valor tope
1	0	CTC	OCR2	de inmediato
1	1	PWM rápido	\$FF	en valor tope

**Tabla A.15** Tabla de bits de configuración del temporizador 1 para la elección del tipo de onda

COM21	COM20	Descripción
0	0	Operación de puerto normal. OC2 desconectado.
0	1	Activa OC2 en comparación exitosa.
1	0	Borra OC2 en comparación exitosa.
1	1	Pone a 1, OC2 en comparación exitosa.

**Tabla A.16** Tabla de bits de configuración del temporizador 1 para la elección del modo de onda

## 17. Configuración de control de potencia

Como lo indicado anteriormente, se utilizará el puerto B del microcontrolador ATmega16 para uso exclusivo del control de potencia luminosa para los LEDs o diodo láser.

Para el control de potencia luminosa en los LEDs o láser diodo es necesario poder controlar la corriente o el voltaje a entregar a los dispositivos. Las necesidades del equipo a diseñar, requiere que se entregue una onda pulsada desde microcontrolador para así controlar la frecuencia.

Se tiene conocimiento por lo especificado por el fabricante que el microcontrolador solo puede brindar en cada terminal  $20mA$ , en este caso por el quito terminal del puerto D (PD4) se obtiene la onda cuadrada PWM la cual tiene un valor fijo en voltaje y una entrega de corriente máxima de  $20mA$ .

Debido a que el microcontrolador no es capaz de entregar suficiente corriente en la onda PWM generada, además de no poder controlar el voltaje de salida de dicha onda, se optara por realizar el control de potencia digitalmente a través de un circuito de potencia.

Así pues en esta sección se ahondara en la parte de control de la potencia que se logra a través del microcontrolador. La configuración para el control de potencia luminosa es muy sencilla para el microcontrolador, ya que el convertidor digital analógico convertirá las instrucciones en bits que entrega el microcontrolador a señales de voltaje y corriente, luego el circuito de potencia realizara la entrega de potencia eléctrica necesaria para el funcionamiento de los dispositivos LED y láser diodo.

La configuración del microcontrolador consiste en entregar un cero lógico al convertidor digital analógico cuando el dispositivo no esté en uso, así como entregar un valor en bits en el puerto cuando se requiera la potencia seleccionada. Ya que se trata de un puerto con 8 terminales se tiene 256 valores posibles, desde el 0 hasta el 255 en base decimal, para entregar al convertidor digital analógico, por otra parte los valores ingresados por el teclado matricial son valores que van desde el 1 al 100.

Debido a que no hay un cambio significativo, si se va de miliwatt en miliwatt, en términos de potencia luminosa entregada para el tratamiento, se estableció que el cambio de potencia luminosa seria en cada 5 miliwatts, es decir que el primer valor es cero miliwatt, cuando el dispositivo no está activo; el segundo valor seria  $5mW$ , cuando se ingresa  $5mW$  como valor seleccionado; el tercero  $10mW$  y así sucesivamente hasta llegar a los  $100mW$ . Así pues los valores que no sean múltiplos de 5 no estarán en el rango de aplicación, por lo cual si se ingresa algún otro valor, se mostrara un mensaje en la pantalla LCD, indicando que el valor ingresado no es válido.

Con todo lo expuesto para el control del potencia se deduce lo siguiente: a cada valor ingresado por teclado le corresponde un valor en bits el cual será transmitido desde el microcontrolador por el puerto B hacia el convertidor digital analógico y luego al circuito de potencia. Este valor en bits será equivalente a la potencia que se quiera entregar a los LEDS o láser diodo, esto será posible controlando el voltaje entregado al dispositivo.

Los valores a entregar al conversor digital analógico se obtendrán luego de tabular las ecuaciones para los LEDS y láser (ver figura 3.11, 3.12, 3.17, 3.18) , estos

valores son almacenados en una tabla dentro del programa del microcontrolador, dicha tabla está configurada para guardar valores de 8 bits con una dirección específica para poder ubicarlos, de esta manera se puede entregar el valor en bits al conversor digital analógico, para que a su vez este entregue el valor de voltaje correspondiente a la potencia seleccionada por el usuario.

## 18. Tablas

El uso de tablas, en general, es útil en caso se deseen almacenar valores fijos a utilizar en el programa. En el desarrollo de este programa se utilizaron 2 tipos de tablas para almacenar valores y mensajes pre-grabados, tablas de 8 y 16 bits.

Para todos los casos se debe tomar en cuenta que el inicio de la tabla siempre tiene una dirección de 16 bits y es identificada por una etiqueta puesta por el programador. La dirección de la tabla puede ser accedida cargando dicha dirección a los registros ZL y ZH, que son los registros de propósito general 30 y 31 del microcontrolador ATmega16. Una vez cargada en los registros, ya se tiene el inicio de la tabla y se puede proceder a buscar el valor pedido.

Los datos extraídos de las tablas de 8 bits se realizan directamente, ya que los registros de propósito general del microcontrolador ATmega16 son de 8 bits. Por lo tanto cuando se extrae cierto valor de una tabla, se accede al inicio de la dirección específica de la tabla seleccionada y luego, dependiendo del valor buscado, se comienza a aumentar de valor a esta dirección para así llegar al valor solicitado, una vez encontrado se extrae de la tabla mediante la instrucción LMP.

Las tablas de 16 bits se pueden almacenar valores mucho mayores que las de 8 bits, el modo de extraer el valor de la tabla es similar al de la tabla de 8 bits hasta obtener la dirección deseada de la tabla, a partir de ese momento el procedimiento cambia, si bien se usa la instrucción LMP para extraer los datos, primero se extrae los 8 bits menos significativos y luego los 8 bits más significativos. Cabe resaltar que 1 espacio de una tabla de 16 bits, equivale a 2 espacios de una tabla de 8 bits.

Las tablas con mensajes pre-grabados son tablas de 8 bits, las cuales contienen con caracteres en código ASCII. Los registros se llenarán dependiendo de lo escrito en el mensaje

## 19. Selección de los reguladores de voltaje

Los circuitos integrados reguladores de voltaje son dispositivos electrónicos capaces de entregar un voltaje continuo positivo o negativo, de valor fijo o variable a su salida. Si los circuitos integrados trabajan a condiciones críticas o en

ambientes poco ventilados estos tienden a calentarse, y esto reduce la vida útil del componente, en estas situaciones se recomienda usar disipadores de calor y ventiladores.

En el Perú es común encontrar circuitos integrados reguladores de voltaje positivo de la serie L78XX, que pueden proveer 1.5A o 3A, y voltajes de +5Vdc, +12Vdc, +15Vdc y circuitos integrados reguladores de voltaje negativo de la serie L79XX, en voltajes de -5Vdc, -12Vdc, -15Vdc y circuitos integrados reguladores de voltaje variable positivo (LM317) o negativo (LM337), es por esto que se adaptará la fuente de energización de este equipo a estas condiciones de disponibilidad de componentes.

Se energizarán con +5VDC:

- LCD
- Luz de fondo del LCD
- Teclado matricial
- Microcontrolador, Atmega16
- LED de advertencia

Cuyas corrientes máximas de consumo son:

Corriente máxima del LCD

$$I_{\text{máxlcd}}=3mA$$

Corriente máxima de la luz de fondo de la pantalla LCD

$$I_{\text{máxledlcd}}=10mA$$

Corriente máxima del teclado matricial

$$I_{\text{máxmat}}=4mA$$

Corriente máxima del ATmega16

$$I_{\text{máxuc}}=1.7mA$$

Corriente máxima del LED de advertencia

$$I_{\text{máxLEDadv}}=20mA$$

Para esto se sugiere utilizar el integrado L7805

Corriente utilizada por el integrado L7805

$$I_{\text{minL7805Q}}=6mA$$

Corriente total que se debe proveer el integrado L7805

$$I_{total}=(3+10+4+1.7+20+6)mA$$

$$I_{L7805}=44.7mA$$

De las características eléctricas indicadas por el fabricante (ver tabla A.17):

Voltaje mínimo de alimentación:

$$V_{INmin}=5Vdc+Vdmax$$

$$V_{INmin}=7.5Vdc$$

$$V_{INmáx}=35Vdc$$

Símbolo	Parámetro	Min	Typ	Max	Unid
Vi	Voltaje de entrada			35	Vdc
Vo	Voltaje de salida	4.8	5	5.2	Vdc
Id	Corriente de reposo			6	mA
Io	Corriente de salida			1.5	A
Vd	Voltaje dif min		2	2.5	Vdc

**Tabla A.17** Características eléctricas del circuito integrado regulador de voltaje L7805.

Se energizarán con +10VDC:

- DAC0802

El cual no requiere una corriente mayor a 5mA, dentro de la familia L78XX no existe un regulador de +10Vdc, es por esto que se debe usar un integrado de voltaje regulable positivo como el LM317, como se indicó anteriormente se escogerá este código por la alta disponibilidad del componente, este regulador puede dar una corriente máxima de 1.5A y puede ser energizado con 15Vdc, ya que necesita un voltaje de alimentación mayor a 11.3Vdc, debido a que el voltaje que se quiere lograr es 10Vdc y su voltaje de referencia máximo es 1.3Vdc.

Corriente utilizada por el integrado LM317

$$I_{minLM317Q}=10mA$$

Corriente total que se debe proveer el integrado LM317

$$I_{DAC}=5mA$$

$$I_{LM317}=15mA$$

De las características eléctricas indicadas por el fabricante (ver tabla A.18):

Voltaje mínimo de alimentación:

$$V_{INmin}=10Vdc+Vdmax$$

$$V_{INmin}=11.3Vdc$$

Símbolo	Parámetro	Min	Typ	Max	Unid
Vi	Voltaje de entrada			41.3	V
Vo	Voltaje de salida			40	V
Id	Corriente de reposo		3.5	10	mA
Io	Corriente de salida	1.5	2.2	3.4	A
Vd	Voltaje dif min	1.2	1.25	1.3	V

**Tabla A.18** Características eléctricas del circuito integrado regulador de voltaje variable positivo LM317T.

Se energizarán con +15VDC:

- El circuito integrado regulador de voltaje positivo LM317,
- Los amplificadores operacionales de potencia
- DAC

Cuyas corrientes totales de consumo son:

$$I_{LM317}=15mA \quad I_{TCA0372-1}=70mA \quad I_{TCA0372-2}=710mA \quad I_{DAC}=3.8mA \quad I_{L7815Q}=6mA$$

Por lo tanto la corriente que se le debe suministrar al integrado es:

$$I_{L7815}=804.8mA$$

Se puede usar el integrado L7815, puesto que la corriente máxima es mayor a la corriente que se necesita teóricamente (de la hoja de datos  $I_{m\acute{a}x}=1.5A$ ).

De las características eléctricas indicadas por el fabricante (ver tabla A.19):

Voltaje mínimo de alimentación:

$$V_{INmin}=15Vdc+Vdmax$$

$$V_{INmin}=17.5Vdc$$

Símbolo	Parámetro	Min	Typ	Max	Unid
Vi	Voltaje de entrada			35	Vdc
Vo	Voltaje de salida	14.25	15	15.75	Vdc
Id	Corriente de reposo			6	mA
Io	Corriente de salida			1.5	A
Vd	Voltaje dif min		2	2.5	Vdc

**Tabla A.19** Características eléctricas del circuito integrado regulador de voltaje L7815.

Se energizarán con  $-15VDC$ :

El amplificador operacional de propósito general, el amplificador operacional de potencia, el conversor digital a analógico, estos pueden energizarse con el L7915

$$I_{DAC}=1.8mA$$

$$I_{L7915Q}=6mA$$

$$I_{L7915}=7.8mA$$

Símbolo	Parámetro	Min	Typ	Max	Unid
$V_i$	Voltaje de entrada			-35	Vdc
$V_o$	Voltaje de salida	-14.4	-15	-15.6	V
$I_d$	Corriente de reposo		2.7	6	mA
$I_o$	Corriente de salida			1.5	A

**Tabla A.20** Características eléctricas del circuito integrado regulador de voltaje L7915.

La corriente continua total necesaria para energizar el equipo es

$$I_{total}=I_{L7805}+I_{L7815}$$

$$I_{total}=953.5mA$$

Es recomendable implementar diodos rectificadores de propósito general para proteger los circuitos de una posible corriente continua inversa, es decir del voltaje continuo inverso, con las siguientes características eléctricas:

$$V \geq 15VDC$$

El código del diodo que cumple con esta característica es 1N4001, pero se usará el código 1N4004 debido a su disponibilidad y a que también cumple con los requisitos (ver tabla A.20).

Símb	Parámetro	1N4001	1N4002	1N4003	1N4004	Unid
$V_{RRM}$	Voltaje pico de reversa máx	50	100	200	400	V
$V_{RMS}$	Voltaje RMS máximo	35	70	140	280	V
Vdc	Voltaje DC bloqueado	50	100	200	400	V
$I_F$	Corriente de salida	1				A

**Tabla A.21** Características eléctricas de los diodos rectificadores de propósito general.

## 20. Selección del transformador

Se escoge un transformador reductor cuya corriente, según diseño, se sugiere que sea mayor a la corriente máxima que necesita el equipo en aproximadamente 20% o 25%.

El mayor voltaje DC que se necesita según lo diseñado es:

$$V_{cc}=15VDC$$

En la hoja de datos del fabricante del regulador de voltaje L7815, se recomienda utilizar como voltaje de entrada mínimo 17.5VDC, por lo tanto el voltaje mínimo teórico en voltaje alterno será:

$$V_{ac}=17.5/\sqrt{2}VAC$$

$$V_{ac}= 12.374VAC$$

Por lo tanto el transformador que se escoja debe ser mayor al valor de  $V_{ac}$ , el valor será 15VAC, debido a que es un valor comercial.

En la fuente de alimentación se incluyen dos indicadores luminosos, uno para el voltaje positivo y el segundo para el voltaje negativo,

Para la corriente de diseño, se sugiere utilizar un 20% adicional para asegurar que el circuito entregue la corriente necesaria:

$$I_{transformador}=I_{total}+2*I_{led}$$

$$I_{transformador}=973.5mA$$

$$I_{transformadordiseño}=(I_{transformador})*120\%$$

$$I_{transformadordiseño}=1168.2mA$$

Comercialmente se consiguen sólo valores enteros por lo tanto se redondea al entero superior, para asegurar que se entregue la corriente necesaria,

$$I_{trafo}=2A$$

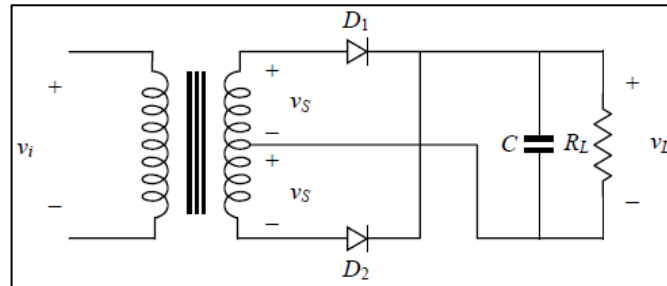
Los valores de los condensadores fueron elegidos de acuerdo a lo indicado en la hoja de datos de los fabricantes de cada uno de los circuitos integrados.

De la figura A.23:

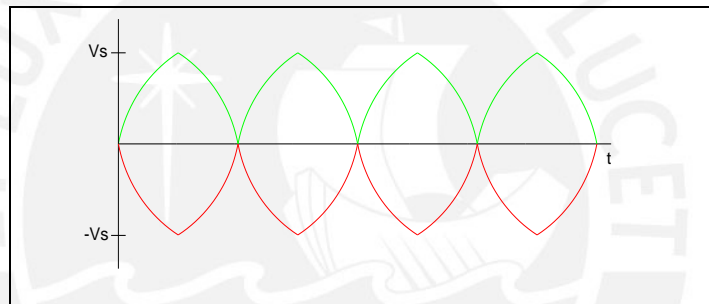
$$V_i=220VAC$$

$$V_s=15VAC$$

Para poder obtener voltaje continuo positivo y negativo a la vez, se requiere de un transformador con punto medio, debido a que al asociarle un puente de diodos, rectificador de onda completa, se podrá separar en onda completa el rizo positivo y negativo de la fuente de voltaje alterna (figura A.24); para suavizar esta onda y convertirla en continua se usa un condensador (C) (ver figura A.25).



**Figura A.23** Rectificador de onda completa con filtro capacitivo, donde  $R_L$  representa la carga que alimentará el circuito.



**Figura A.24** La onda superior representa la onda positiva completa rectificadas, y la onda inferior representa la onda negativa completa rectificadas.

La norma de seguridad eléctrica para equipos médicos indica que el rizado en una fuente de voltaje continuo no debe superar el 10% del valor medio por lo tanto:

Voltaje de entrada

$$V_i = 15 \cdot \sqrt{2}$$

Valor eficaz del voltaje de rizado

$$V_r < V_i \cdot 10\%$$

$$V_r < 2.121 \text{ Vdc}$$

Teóricamente el voltaje de rizado es:

$$(V_r) = I_{\text{total}} / (2 \cdot \sqrt{2} \cdot f \cdot C)$$

Al ser rectificación de onda completa la frecuencia se duplica, la frecuencia que se usa en el Perú es 60Hz, por lo tanto:

$$f=120\text{Hz}$$

La corriente total, es la corriente total que necesita el equipo a potencia máxima:

$$I_{\text{total}}=973.5\text{mA}$$

Por lo tanto:

$$C > \frac{973.5\text{mA}}{2.121\text{Vdc} * 2 * \sqrt{2} * 120\text{Hz}}$$

$$C > 1352\mu\text{F}$$

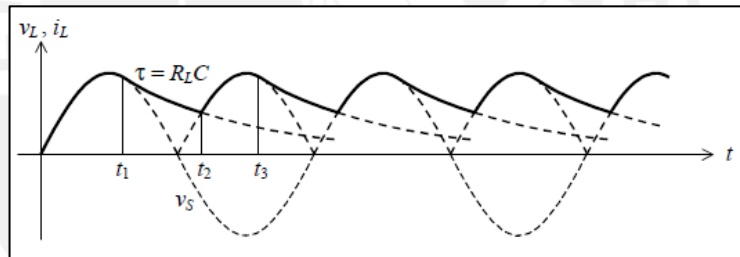
Para esta aplicación se utiliza condensadores electrolíticos, estos tienen una tolerancia del 20%, es por esto que por diseño se escogerá un condensador de capacidad 20% adicional al teórico:

$$C > 1622.4\mu\text{F}$$

Voltaje del condensador:

$$V > 15 * \sqrt{2V}$$

$$V > 21.213$$



**Figura A.25** La onda continua es la onda suavizada por el condensador (C).

Símbolo	Parámetro	W005	W01	W02	W04	Unid
VRRM	Voltaje pico de reversa máximo	50	100	200	400	V
VRMS	Voltaje RMS máximo	35	70	140	280	V
IF	Corriente de salida	1.5				A

**Tabla A.22** Características eléctricas del circuito integrado puente de diodos.

El circuito esquemático de la fuente de alimentación está conformado por la rectificación de voltaje AC a DC, los reguladores de voltaje de +5 Vdc, +/-15 Vdc y +10 Vdc.

## 21. Esquemáticos de tarjetas electrónicas impresas

### Fuente de alimentación del sistema

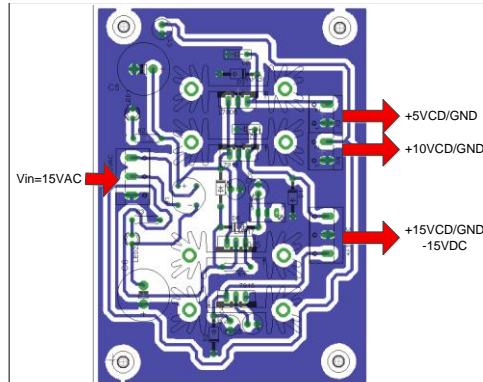


Figura A.26 Tarjeta impresa del módulo de “Fuente de alimentación eléctrica”

### Módulo de programación y control

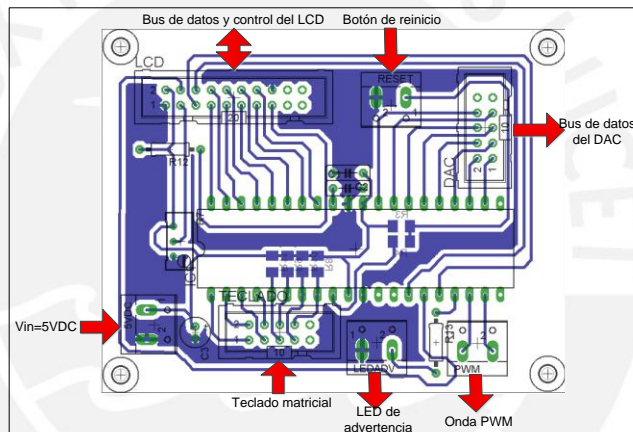


Figura A.27 Tarjeta impresa del “módulo de programación y control”, microcontrolador y sus periféricos.

### Convertor de señales digitales a analógicas

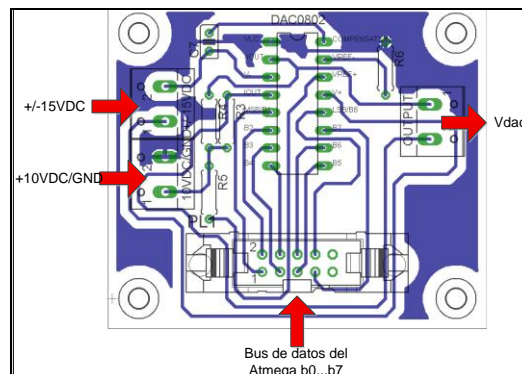
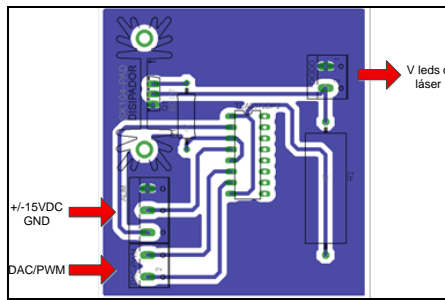


Figura A.28 Circuito impreso del “módulo de potencia para el o los diodos”, convertor de señales digitales a analógicas (DAC).

**Circuito de potencia para el o los diodos**

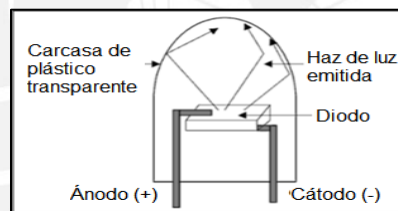


**Figura A.29** Circuito impreso del “módulo de potencia para el o los diodos”, circuito de potencia para el o los diodos.

**22. Características físicas del LED y el láser**

**EI LED**

Los diodos emisores de luz son la unión de dos semiconductores, material dopado positivamente (tipo-p, ánodo) y uno dopado negativamente (tipo-n, cátodo), al colocar una caída de potencial entre sus extremos se induce un flujo corriente, flujo de electrones, que al saltar entre los materiales semiconductores emiten fotones (luz) (ver figura A.30).



**Figura A.30** Construcción física del diodo emisor de luz [36].

El color (longitud de onda), depende del material semiconductor empleado en la construcción del diodo y puede variar desde el ultravioleta, pasando por el visible, hasta el infrarrojo. Los diodos emisores de luz que emiten luz ultravioleta también reciben el nombre de UV LED (UltraViolet Light-Emitting Diode) y los que emiten luz infrarroja suelen recibir la denominación de IRED (Infra-Red Emitting Diode) (ver tabla A.23).

Material	Longitud de Onda ( $\lambda$ )	Color de la Luz	Vf Típico
GaAs:Zn	950nm	Infrarrojo	1.4V
GaAsP.4	660nm	Rojo	1.6V
GaAsP.5	610nm	Naranja	2.0V

**Tabla A.23** LEDs según su material de construcción, longitudes de onda, colores y caída de potencial entre el ánodo y cátodo.

Las presentaciones físicas más comunes de los diodos emisores de luz, que se encuentran en el mercado son los mostrados en la figura A.31.



**Figura A.31** Diodo emisor de luz [37].

### El láser

Los dos tipos de láseres semiconductores son los emisores de borde y los emisores de superficie. Láseres emisores de borde tienen el haz de luz paralelo a la superficie de la región de juntura.

Algunos materiales que componen los láseres diodo (ver tabla A.24).

Material	Abreviación
Aluminum phosphide	AlP
Gallium arsenide	GaAs
Gallium phosphide	GaP
Indium phosphide	InP

**Tabla A.24** Componentes de algunos diodos láseres [35].

Los parámetros típicos de un diodo láser semiconductor, que actualmente son fabricados, se puede observar (ver tabla A.25) que el rango de longitudes de onda son amplios y la potencia de salida también, por lo tanto existen diodos láser con longitud de onda y potencia suficiente para emplearlo en la regeneración de tejidos.

Parámetros típicos de un láser diodo semiconductor	
Longitud de onda	0.35-24 $\mu$ m
Sección transversal de la emisión estimulada	10 <sup>-19</sup> m <sup>2</sup>
Temperatura de operación	300K
Método de excitación	Eléctrico
Potencia de salida	mW a W

**Tabla A.25** Parámetros típicos de un láser semiconductor [26]

El diodo láser debe ser energizado con corriente directa entre LDC y COM+ al igual que un LED el circuito debe estar compuesto por una fuente de energía, una resistencia que limite la corriente y el diodo, no es necesario usar el PDA para que funcione el diodo láser.

El PDA es el fotodiodo asociado al diodo láser, este que proporciona una corriente directamente proporcional a la luz emitida por el láser, en la hoja de datos provista por el fabricante se indica una curva de correspondencia, con esta corriente se puede diseñar un circuito realimentado, de manera de que la calibración de la potencia emitida por el láser sea constante e independiente del uso, el valor de esta corriente siempre se encuentra en el rango de los microamperios, por lo tanto se necesitaría amplificarlo para luego realizar la comparación y usarlo como calibrador del haz de luz emitido por el diodo láser.

Los láseres según su nivel de peligrosidad, pueden clasificarse en cuatro clases:

- **Clase 1:** seguros en condiciones razonables de utilización.
- **Clase 1M:** como la Clase 1, pero no seguros cuando se miran a través de instrumentos ópticos como lupas o binoculares.
- **Clase 2:** láseres visibles (400 a 700 nm, y  $<1\text{ mW}$ ). Los reflejos de aversión protegen el ojo aunque se utilicen con instrumentos ópticos.
- **Clase 2M:** como la Clase 2, pero no seguros cuando se utilizan instrumentos ópticos.
- **Clase 3A:** láseres cuya visión directa es potencialmente peligrosa ( $1\text{-}5\text{ mW}$ ) pero el riesgo es menor y necesitan menos requisitos de fabricación y medidas de control que la Clase 3B.
- **Clase 3B:** la visión directa del haz es siempre peligrosa (en onda continua  $5\text{-}500\text{ mW}$  o  $10\text{ J/cm}^2$  en onda pulsada), mientras que la reflexión difusa es normalmente segura.
- **Clase 4:** La exposición directa de ojos y piel siempre es peligrosa (en onda continua  $>500\text{ mW}$  y  $>10\text{ J/cm}^2$  en onda pulsada) y la reflexión difusa normalmente también. Pueden originar incendios [41] [40].