

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y
ELECTRÓNICA**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA BIFRECUENCIAL
BASADO EN LÁSERES DE BAJA POTENCIA**

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y CONTROL**

SANTIAGO JAVIER MATANGO GUTIÉRREZ

DIRECTOR: EDUARDO FAUSTO ÁVALOS CASCANTE PhD.

Quito, enero 2020

AVAL

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Santiago Javier Matango Gutiérrez, bajo mi supervisión.

EDUARDO ÁVALOS CASCANTE PhD.
DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Yo Santiago Javier Matango Gutiérrez, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración dejo constancia de que la Escuela Politécnica Nacional podrá hacer uso del presente trabajo según los términos estipulados en la Ley, Reglamentos y Normas vigentes.

SANTIAGO JAVIER MATANGO GUTIÉRREZ

DEDICATORIA

Dedico este trabajo con todo el cariño a mi madre Gloria por su lucha, valentía y apoyo incondicional, a mi hermana Mayra por el apoyo brindado durante todo este tiempo y a toda mi familia.

AGRADECIMIENTO

Primeramente a Dios por cuidarme y protegerme en todo este camino recorrido conjuntamente con la reina del cielo Virgen María, gracias por las bendiciones.

A mi madre Gloria por su apoyo incondicional y el amor brindado a lo largo de mi vida, gracias por ser un gran ejemplo de lucha y humildad.

A mis padrinos Luis y Virginia, por su afecto y cariño durante toda mi vida.

A toda mi familia por estar presentes con sus palabras de motivación y acompañarme a lo largo de toda mi carrera universitaria.

A mi director Eduardo Ávalos por darme la oportunidad y las ideas suficientes para realizar este trabajo de titulación, gracias por toda la confianza depositada en mí.

A mi amigo Edwin, por su ayuda brindada durante la realización de mi tesis.

A mis amigos de la Fuerza, por sus oraciones al Creador para que todo salga bien.

A mis amigos del laboratorio de UAVs y LARSI y a todos los que son parte de mi vida.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AVAL	I
DECLARACIÓN DE AUTORÍA.....	II
DEDICATORIA.....	III
AGRADECIMIENTO.....	IV
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	V
RESUMEN	VII
ABSTRACT	VIII
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 OBJETIVOS	2
1.2 ALCANCE	2
1.3 MARCO TEÓRICO.....	3
1.3.1 BENEFICIOS DE LA LUZ EN LA PIEL.....	3
1.3.2 ESTUDIOS CLINICOS	7
1.3.3 TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES BUCALES CON LÁSER.....	8
1.3.4 LÁSER.....	10
1.3.5 COMPONENTES ÓPTICOS	13
1.3.6 COMPONENTES ELECTRÓNICOS	16
1.3.7 SOFTWARE	20
2. METODOLOGÍA.....	22
2.1. FUENTES DE LUZ.....	23
2.2. SISTEMA ÓPTICO.....	25
2.2.1 LENTES.....	26
2.2.2 ESPEJOS	27
2.2.3 FIBRA ÓPTICA.....	27
2.2.4 DOSIFICACIÓN.....	27
2.3. SISTEMA ELECTRÓNICO.....	30
2.3.1 BATERÍA DE IONES DE LITIO	31
2.3.2 MÓDULO DE CARGA	32
2.3.3 PROTECCIONES.....	34

2.3.4	CONVERSOR DC/DC	36
2.3.5	REGULADOR DE VOLTAJE	37
2.3.6	DRIVERS DE CONTROL	38
2.3.7	SENSORES.....	39
2.3.8	TARJETA DE DESARROLLO	41
2.3.9	PANTALLA OLED.....	44
2.4.	DESARROLLO DEL SOFTWARE DE CONTROL	46
2.5.	HARDWARE DEL SISTEMA ELECTRÓNICO	52
2.6.	SISTEMA MECÁNICO	54
2.4.1	SOPORTE DE LOS LÁSERES.....	54
2.4.2	SOPORTE DE LOS ESPEJOS.....	54
2.4.3	CARCASA	55
2.4.4	ANÁLISIS TÉRMICO	57
3.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	58
3.1.	ESQUEMA GENERAL DEL PROTOTIPO	59
3.2.	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO GENERAL	61
3.2.1	PRUEBAS DEL SISTEMA ELECTRÓNICO	61
3.2.2	PRUEBAS DEL SISTEMA ÓPTICO	64
3.2.3	PRUEBAS TÉRMICAS	68
4.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	70
4.1.	CONCLUSIONES.....	70
4.2.	RECOMENDACIONES	71
5.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
	ANEXOS	76

RESUMEN

El tratamiento con luz laser es una técnica que data desde los años 70 muy usado en salud ya que presenta algunos beneficios en la zona irradiada, como es aumento de oxígeno y liberación de óxido nítrico en las células afectadas por los virus, dando como resultado la reducción del dolor y aceleración del metabolismo intracelular.

El presente trabajo describe el diseño e implementación de un sistema bifrecuencial que puede ser usado como alternativa para el tratamiento de enfermedades en la boca mediante la irradiación de luz láser de baja potencia.

El sistema es un prototipo, cuyo diseño mecánico es creado en un software de uso libre para luego ser impreso en un modelo 3D el cual alberga toda la parte electrónica y óptica. En cuanto a la parte electrónica, se monta sobre varios módulos los cuales cumplen diferentes funciones como son: el cargador de la batería, convertidores de potencia, drivers para los disparadores, una pantalla OLED que muestra información de los sensores, todo el proceso y mandos tanto manuales como automáticos son controlados por una tarjeta de desarrollo.

El sistema óptico comprende de; un arreglo de espejos que básicamente dan el direccionamiento a la luz de los láseres y hacen que incidan sobre un mismo punto, al final se integra una fibra óptica para poder ingresar a partes inaccesibles en la boca para el tratamiento.

Para validar el prototipo implementado, se realizaron mediciones tanto de la irradiancia como de la potencia en equipos especializados para estas aplicaciones, a más de basarse en revistas odontológicas y artículos de salud publicados por distintos institutos y universidades.

PALABRAS CLAVE: Láser, bifrecuencial, espejos, tarjeta de desarrollo, irradiancia.

ABSTRACT

Laser light treatment is a technique that dates back to the 1970s, which is widely used in health because it has some benefits in the irradiated area such as increased oxygen and nitric oxide released in the cells affected by viruses, resulting in the reduction of pain and in the acceleration of intracellular metabolism.

This paper describes the design and implementation of a bifrequencial system that can be used as an alternative for the treatment of diseases in the mouth by irradiating low power laser light.

The system is a prototype, whose mechanical design is created in a free-use software and then printed on a 3D model which houses all the electronic and optical part, as for the electronic part it is mounted on several modules which meet different functions such as the battery charger, power converters, drivers for the triggers, an OLED screen that displays sensor information, the entire process and both manual and automatic controls are controlled by a development card.

The optical system comprises an arrangement of mirrors that basically, give the light direction of the lasers and make them impact on the same point, in the end an optical fiber is integrated to be able to enter inaccessible parts in the mouth for treatment. To validate the implemented prototype, measurements were made of both irradiance and power in specialized equipment for these applications, in addition to being based on dental journals and health articles published by different institutes and universities.

KEYWORDS: Laser, bifrequency, mirrors, development card, irradiance.

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades de la boca son lesiones que se presentan como úlceras causando inflamación del tejido blando, las cuales pueden originarse por agentes mecánicos, químicos, biológicos y endógenos del organismo, estas se manifiestan de manera aguda, crónica o recurrente. Una de las lesiones de este tipo, cuyo comportamiento es recidivante son las aftas bucales. El afta es una lesión que se considera multifactorial, aunque en la actualidad sus causas no están del todo definidas, se caracterizan por la aparición de úlceras dolorosas las cuales son variables en forma y tamaño. Otra enfermedad que es muy común en la población es el herpes simple tipo 1, el cual se presenta como úlceras bucales o ampollas febriles causando llagas alrededor de la boca o en el rostro, no existe ningún tratamiento que elimine por completo el virus que la causa, solo existen tratamientos que hacen que el virus se inactive pero ante cualquier cambio ambiental o corporal el virus volverá a aparecer [1]. Es así que las llagas que se pueden desarrollar en la boca o a su alrededor se han convertido en un problema muy doloroso y molesto para las personas, lesiones que pueden durar varios días en desaparecer dejando en algunos casos marcas de alguna cicatriz a la persona que lo padece.

El tratamiento con luz láser resulta ser una técnica no invasiva, efectiva y menos dolorosa que otros tratamientos tradicionales ya que la luz actúa de manera directa al penetrar la piel. La luz es absorbida por los cromóforos (sustancias que tiene electrones), es decir la energía de la luz es transformada a energía útil desencadenando una serie de procesos bioquímicos como es el aumento de oxígeno y liberación de óxido nítrico en las células afectadas por los virus, dando como resultado la reducción del dolor, inflamación y aceleración del metabolismo intracelular [2].

Los últimos avances en mecanismos tecnológicos para el tratamiento con láser, han hecho que cada vez sea más factible usarlo en diversas áreas de la medicina, ya que el tejido humano transmite la luz roja de manera eficiente, en donde la profundidad de penetración de la luz dependerá de la longitud de onda y dosificación adecuada. La profundidad que alcanza la luz varía en cada tejido, al igual que el tiempo de la aplicación de la misma que puede durar entre 30 a 90 segundos aproximadamente [3], [4].

El presente trabajo propone el desarrollo de un prototipo portátil para ser usado como alternativa en odontología, contiene dos láseres de baja potencia, laser rojo (660nm) y laser infrarrojo (808nm) los cuales se activaran de manera alternada dependiendo del problema a tratar. Mediante un arreglo de espejos y lentes se direcciona la luz a un punto

para luego ser transportada por una fibra óptica, de esta manera la luz es dirigida fácilmente a la llaga bucal. La electrónica implementada será la encargada de proveer la potencia y energía necesaria para el tratamiento de enfermedades que aparecen en la boca.

1.1 OBJETIVOS

El objetivo general del Proyecto Técnico es: Diseñar e implementar un sistema bifrecuencial basado en láseres de baja potencia.

Los objetivos específicos del Proyecto Técnico son:

- Estudiar acerca de la instrumentación óptica necesaria para la implementación de un sistema que controla dos longitudes de onda diferentes.
- Diseñar el sistema óptico y electrónico.
- Implementar un sistema óptico, electrónico y mecánico.
- Verificar el funcionamiento del equipo mediante el espectro de emisión y la irradiación, la cual es medida por espectrómetros y radiómetros respectivamente.

1.2 ALCANCE

El alcance del proyecto aborda los siguientes puntos:

- Se realizará una recopilación de información sobre el tratamiento con diodo láser en aplicaciones de salud personal, así como también los riesgos, consecuencias y posibles efectos secundarios que puedan ocasionar, a mas de investigar sobre técnicas de control para lograr obtener la potencia e irradiancia necesaria en el sistema y la instrumentación óptica que se necesita para el direccionamiento de las fuentes de luz hacia una misma salida.
- Se diseñará el sistema electrónico que controle la intensidad de dos fuentes de luz a diferentes longitudes de onda, en donde una batería de iones de litio (una celda) energizará a cada uno de los componentes del equipo. Para la parte de control se utilizará una tarjeta de desarrollo la cual recibe señales analógicas y digitales, las señales analógicas son generadas por el sensor de corriente y voltaje utilizadas para el monitoreo de la batería, mientras que las señales digitales son generadas por pulsadores para acceder a los diferentes menús en pantalla. El porcentaje de batería, las intensidades de luz al igual que el tiempo de

funcionamiento de cada láser es mostrada en una pantalla OLED de 128x64 pixels mediante comunicación I2C.

- Se diseñará el sistema bifrecuencial con un arreglo óptico el cual consta de: un espejo dichroico a 45 grados que permite el paso de longitudes de onda menores a los 750 nm y a longitudes de onda mayores las refleja [5], un espejo que refleja la luz láser. Los espejos direccionan el haz de luz para que incida en un solo punto, toda la luz direccionada pasa a través de una fibra óptica para ser irradiada en una zona. Dependiendo del tratamiento se activa cada láser, pero no funcionan los dos al mismo tiempo.
- Se implementará el soporte mecánico del prototipo en el software SolidWords, para luego imprimirlo en 3D, el cual albergará a los elementos electrónicos y ópticos.
- Se implementará un prototipo portátil con un peso aproximado de 500 gramos y un tiempo de autonomía de 5 horas.
- Al ser un primer prototipo no existe protocolo medico para realizar pruebas en pacientes por lo que únicamente se verificará el funcionamiento del mismo, mediante la irradiación medida con un Photo/Radiometer delta ohm HD 2102.2 [6], mientras que el espectro de emisión de uno de los láseres se lo medirá con el Espectrómetro FLAME-S-VIS-NIR-ES [7], los resultados obtenidos se comparan con estudios similares en artículos publicados.

1.3 MARCO TEÓRICO

Esta sección tiene como objetivo presentar los conceptos básicos y la información teórica necesaria para entender la problemática y la solución propuesta en este trabajo. Los temas a tratarse son: Beneficios de la luz en la piel, Enfermedades bucales, Tratamiento con luz láser así como la descripción de los elementos ópticos y electrónicos requeridos para desarrollar el proyecto.

1.3.1 BENEFICIOS DE LA LUZ EN LA PIEL

Unos años después de que se invento el primer láser en Budapest, Hungría, se quería probar si la radiación láser podía causar cáncer en ratones. Se afeitó el cabello dorsal, se dividieron en dos grupos, a un grupo se les dio un tratamiento con láser de rubí de baja potencia (694 nm), no contrajeron cáncer, pero se dieron cuenta que el cabello del grupo

tratado creció más rápido que del grupo no tratado. Esta fue la primera demostración de "bioestimulación láser", desde entonces, el tratamiento con luz coherente (láser) y no coherente (LED) han sido muy utilizadas en medicina para tratamiento de ciertas enfermedades. Actualmente, la terapia mediante el uso de láser de baja potencia y LEDs como fuentes de luz se practica como parte de la fisioterapia en muchas partes del mundo [8].

Según la teoría de mecánica cuántica, la energía de la luz está compuesta de fotones o paquetes discretos de energía electromagnética. La energía de un fotón depende solo de la longitud de onda, por tal razón la energía de una dosis de luz depende solo de la cantidad de fotones y de su longitud de onda. Los fotones que se envían al tejido vivo pueden ser absorbidos o dispersados, los fotones dispersados escapan del tejido en forma de reflexión difusa, mientras que los fotones absorbidos interactúan con una molécula orgánica o cromóforo ubicado dentro del tejido. Debido a que estos fotones tienen longitudes de onda en las regiones roja e infrarroja, los cromóforos que absorben estos fotones tienden a tener electrones que son excitados por la cantidad de energía que entrega el fotón. De acuerdo con la primera ley de termodinámica, la energía entregada al tejido debe conservarse, lo que ocurre cuando la luz es absorbida por el tejido vivo se llama conversión interna, esto sucede cuando el primer estado excitado del cromóforo sufre una transición de un estado electrónico alto a uno bajo. La energía del estado excitado se emite en forma de calor, la energía entregada al tejido puede ser transformada en fluorescencia [2], [9].

La fluorescencia es una luminiscencia en la cual la absorción molecular de un fotón desencadena la emisión de otro fotón con una longitud de onda más larga, la diferencia de energía entre los fotones absorbidos y emitidos termina como calor. El tejido cumple con dos características ópticas importantes, como son: la absorción y la penetración. La energía que llevan los fotones al ser absorbidos por los cromóforos (sustancias que contienen electrones) es transformada a energía útil desencadenando una serie de procesos bioquímicos como es el aumento de oxígeno y liberación de óxido nítrico en las células afectadas, dando como resultado la reducción del dolor, inflamación y acelera el metabolismo intracelular [10].

La terapia con luz, también conocida como fotobioestimulación, utiliza longitudes de onda específicas para penetrar a través de la piel para ser absorbida a una profundidad de entre 8 a 10 milímetros, lo cual indica que pasa por todas las capas de la piel, vasos sanguíneos y sistema linfático (ver Figura 1.1.), con este grado de penetración se tiene un impacto terapéutico en las células, esta energía proveniente de la luz una vez

absorbida se convierte en energía celular, esta conversión inicia una serie de eventos metabólicos como la formación de nuevos capilares, producción de colágeno y adenosín trifosfato (ATP). El trabajo del ATP es proporcionar energía útil a las células. Al restaurar la producción de ATP, las células pueden funcionar de manera más eficiente para rejuvenecerse y reparar el daño, entonces se experimenta beneficios en la producción de colágeno (aminoácido de cadena larga), una mayor recuperación muscular y desinflamación del tejido afectado [11], [12].

Para aprovechar al máximo los beneficios de la luz se debe tener una optima longitud de onda, se sugiere que la luz usada se encuentre en el rango de 600 a 880 nm (luz roja e infrarroja), los cuales tienen un mayor impacto en el proceso de respiración celular proporcionando respuestas biológicas óptimas [13].

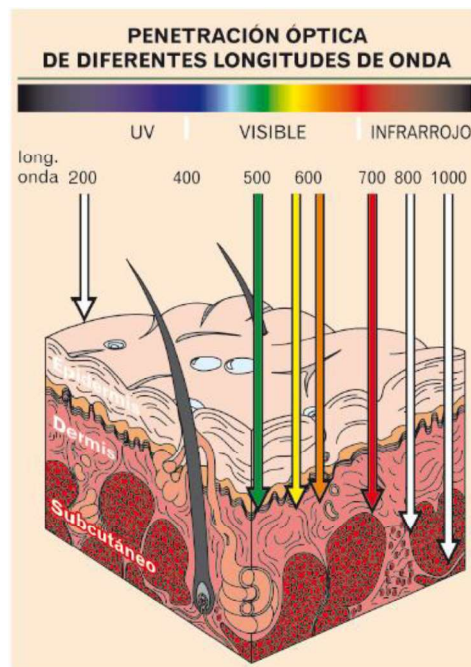


Figura 1.1. Penetración de la luz en la piel [14].

Hay tres áreas de la medicina en las que la luz láser juega un papel importante como se muestra en la Figura 1.2. estos son: cicatrización de heridas y reparación de tejidos, alivio de la inflamación en enfermedades crónicas y lesiones, alivio del dolor neurogénico y algunos problemas neurológicos [14].

Hay que considerar las propiedades ópticas del tejido, ya que tanto la absorción como la dispersión de la luz en el tejido dependen de la longitud de onda y el cromóforo tisular principal (hemoglobina y melanina) tiene bandas de absorción altas en longitudes de onda cortas inferiores a los 600 nm, el agua comienza a absorberse a longitudes de onda

superiores a 1150 nm, por tal razón se presenta un ventana óptica la cual se observa en la Figura 1.3., en donde las longitudes de onda roja e infrarroja maximizan la penetración efectiva de la luz en el tejido [8].

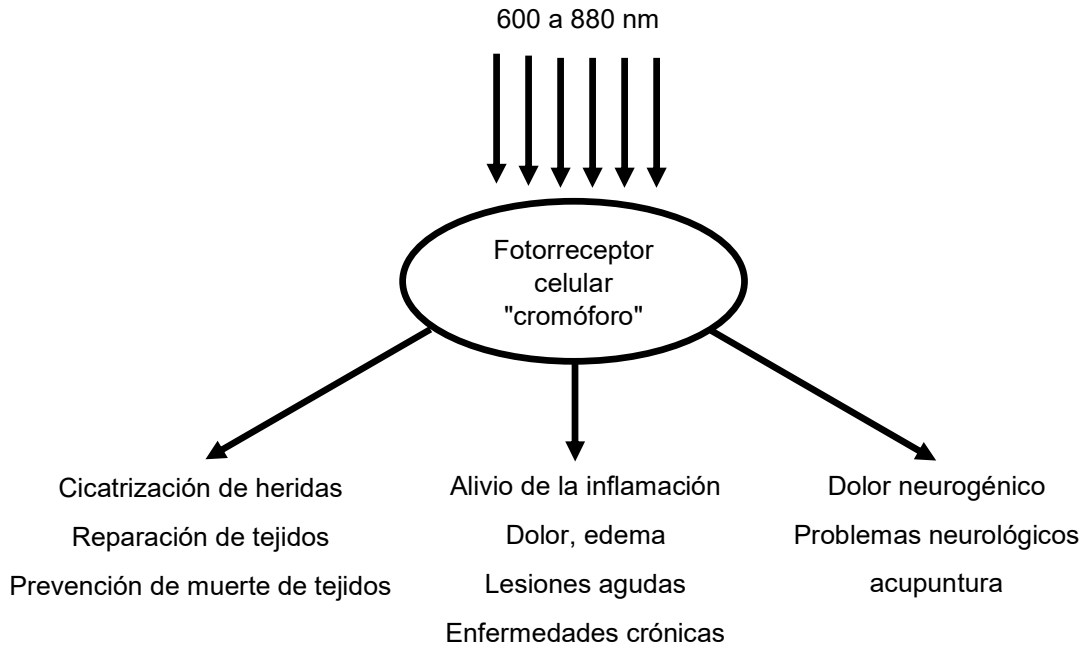


Figura 1.2. Representación esquemática de las principales áreas de aplicación con luz en el espectro visible rojo [14].

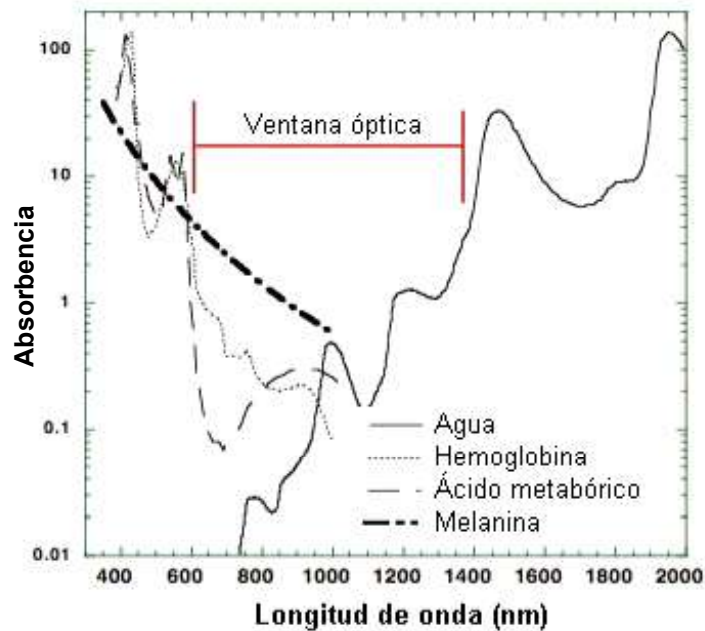


Figura 1.3. Ventana óptica en el tejido debido a la absorción de longitudes de onda roja e infrarroja por los cromóforos [8].

1.3.2 ESTUDIOS CLINICOS

La terapia con láser de baja potencia se usa para tratar una gran variedad de enfermedades y dolores musculares agudos y crónicos por ejemplo: los dentistas lo usan para tratar los tejidos orales inflamados y curar diversas úlceras, los dermatólogos para tratar acné, manchas en la piel y quemaduras, los ortopedistas lo usan para aliviar el dolor y tratar inflamaciones crónicas. La luz generada por láseres y LEDs se aplica directamente a las áreas a tratar, por ejemplo: heridas, lesiones, úlceras, o en varios puntos del cuerpo, por ejemplo: puntos de acupuntura, puntos de activación muscular. Las aplicaciones clínicas de la terapia con luz de baja potencia son diversas, su uso se caracteriza por una variedad de metodologías para las diversos láseres y LEDs con sus especificaciones como: longitud de onda, potencia de salida, modos de operación (onda continua o pulsada) y parámetros de pulsos. En los últimos años se ha preferido longitudes de onda largas (650 a 880 nm) y potencias de salida altas (hasta 100 mW) en dispositivos terapéuticos, especialmente para permitir una penetración tisular profunda [15].

1.3.2.1 Enfermedades de la boca

Muchas lesiones en el tejido de la boca se relacionan con problemas anatómicos, funciones del organismo y otras aparecen como reacciones que generalmente son de origen nutricional e inmunológico, muchas de las cuales son difíciles de tratar con medicina tradicional, por lo general las aftas, llagas y úlceras que aparecen con frecuencia se relacionan mas con enfermedades digestivas. El desarrollo de un afta suele prolongarse por días y pasa por varios periodos hasta desaparecer, proceso que es muy doloroso y con sensación de quemazón, son ovaladas, de color blanquecino rodeadas por una corona rojiza, las aftas pueden surgir en cualquier parte de la vía oral como se muestra en la Figura 1.4. [16].

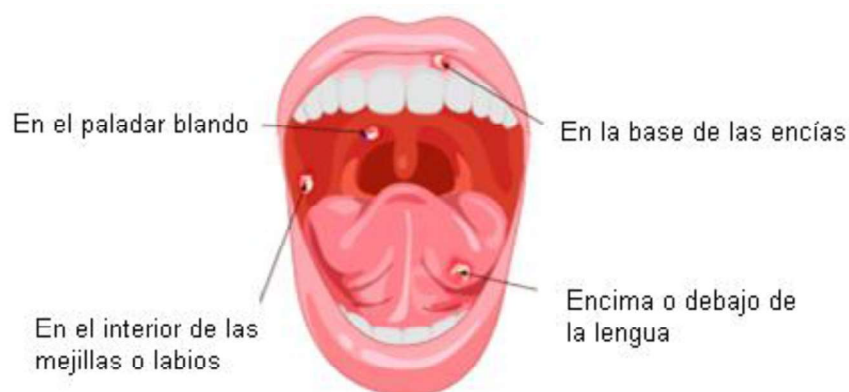


Figura 1.4. Zonas de la boca en que salen las aftas [16].

El herpes labial es otro problema de salud bucal que afecta aproximadamente un tercio de la población, causado por Herpes virus hominis el cual se transmite por saliva infectada, sin embargo, algunas personas pueden tener este virus sin haber desarrollado ningún síntoma, al estar presente en el tejido blando de la boca produce una afección eruptiva aguda de uno o más grupos de vesículas, causando lesiones dentro de la boca para contrarrestar estos virus el organismo desarrolla anticuerpos. Causa frecuentes episodios de malestar, dolor y estética, los medicamentos antivirales no han tenido éxito en la eliminación total del virus [17], [18].

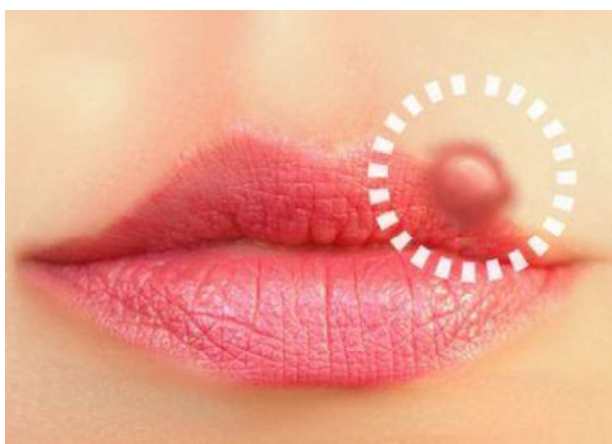


Figura 1.5. Herpes labial simple [18].

En avance tecnológico se han hecho un sinnúmero de estudios relacionados a la luz laser usado para tratamientos de enfermedades de la vía oral, obteniendo buenos resultados en el proceso, el laser al producir calor en la zona irradiada hace que suceda una reacción bioquímica en las células afectadas, la luz es absorbida por los cromóforos en la cadena respiratoria de las mitocondrias, dando lugar a cambios fundamentales, como el aumento de oxígeno y liberación de óxido nítrico. La estimulación nerviosa mediante un laser altera la hiperpolarización de la membrana celular y aumento de la concentración de ATP (nucleotido), que contribuye a mantener la estabilidad de la membrana y disminuyendo el umbral de dolor [19].

1.3.3 TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES BUCALES CON LÁSER

El tratamiento con laser implica un gran número de parámetros en ciertos casos se suele usar un fotosensibilizador con absorción resonante por la fuente de luz. Las fuentes de luz más utilizadas son los láseres rojos e infrarrojos, debido a sus ventajas como es producir una sola longitud de onda y la dosimetría de la luz adecuada es fácil de calcular, al final el rayo laser puede pasar a través de una fibra óptica para tratamiento localizado. Es así que la radiación con luz laser cumple el objetivo de tratar ciertas enfermedades

bucales irradiando la zona afectada, ocasiona cambios físicos y químicos denominados procesos fotobiológicos los cuales se los usan ventajosamente en combatir enfermedades de la piel [20]. La radiación con laser de baja potencias, desencadena una serie de reacciones bioquímicas, biogenéticas y bioeléctricas a nivel celular, lo que reduce la sensación de dolor, edema y estimula la regeneración tisular (tejido afectado) [21], [22].

1.3.3.1 Irradiación

Termino que representa la cantidad de energía acumulada en el tiempo que incide en una área, por ejemplo tenemos la irradiación solar que cae sobre la superficie de la tierra la cual esta expresada en kilovatio hora ó kiloJoule por metro cuadrado (kWh/m^2 ó kJ/m^2) para un valor constante de sol [23]. De la misma manera se mide la irradiación de un haz de luz laser al incidir sobre la piel, el cual es un parámetro fundamental para poder producir efectos bioquímicos en las células afectadas y estas transformen la energía irradiada por medio de los cromóforos para cerrar vasos sanguíneos y evitar que la sensación de dolor se propague al sistema nervioso, por otra parte se tiene que tener en cuenta que no debe ser elevada puesto que podría causar daños en el tejido ni tampoco debe ser baja ya que los cromóforos no reaccionarían [4].

La ecuación 1.1 muestra la ecuación general de la irradiación, donde el flujo irradiante (E) es energía emitida o reflejada por una superficie (W/cm^2) acumulado en un intervalo de tiempo (s).

$$D = E \cdot t \left[\frac{J}{\text{cm}^2} \right] \quad (1.1)$$

En [20], se presenta un artículo donde se hace el tratamiento de un herpes simple labial con luz laser de baja intensidad a varias personas, con un equipo comercial desarrollado en Brasil, la cual muestra un resultado muy bueno en la zona afectada, las lesiones fueron irradiadas con el laser dúo a una longitud de onda de 660 nm en modo continuo y una energía de 120 J/cm^2 , 40 mW durante 2 minutos. El tratamiento se lo repitió cada 24 horas y después de 72h y 1 semana se muestran los resultados esperados en la estética de los labios, como se presenta en la Figura 1.6.

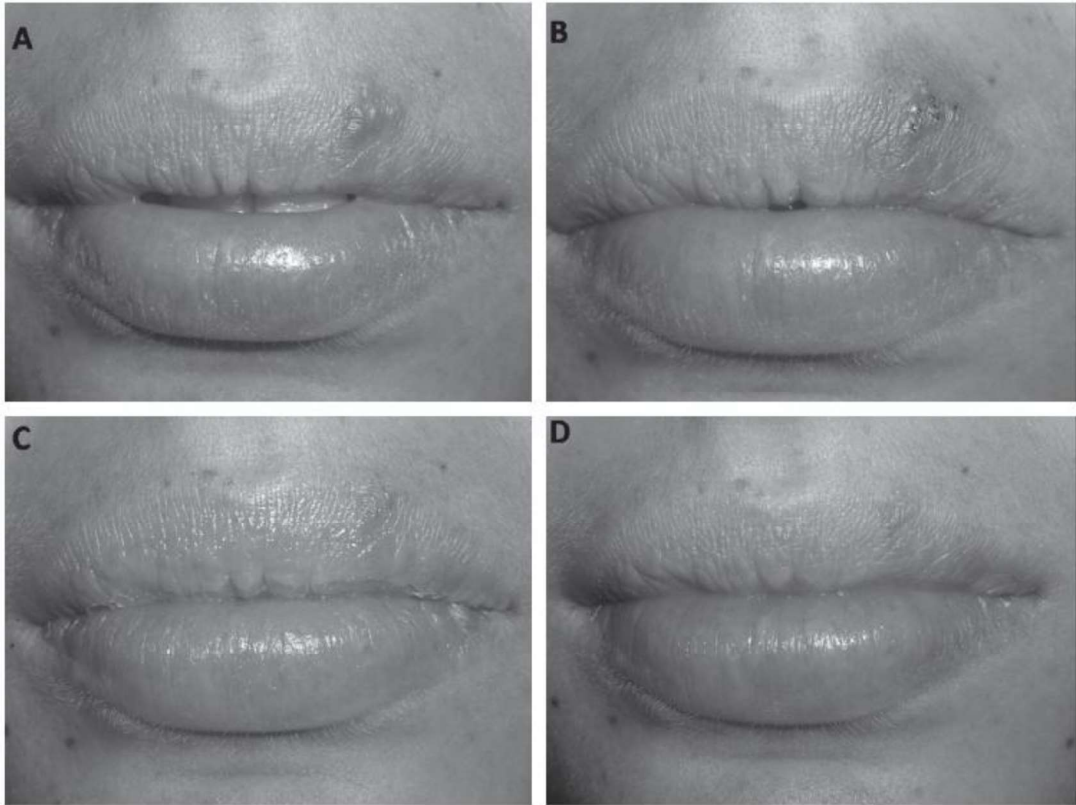


Figura 1.6. A) Lesión antes del tratamiento con laser, B) Misma lesión después de aplicar el laser, C) Lesión después de 24 horas de tratamiento, D) Una semana después [20].

1.3.4 LÁSER

La palabra láser significa "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation", amplificación de luz mediante emisión estimulada de radiación. Este concepto fue introducido en 1917 por el científico Albert Einstein basándose en la ley de radiación de Max Planck, luego en 1953 el físico estadounidense Charles Townes fabrica un dispositivo que funciona con los mismos principios pero que amplifica las microondas, en 1965 el físico Maiman crea el primer láser de rubí siendo el primer paso para la fabricación de los primeros láseres que con el tiempo se fueron tomando fuerza en medicina, industria, metalúrgica, metrología, redes de comunicación, entre otros. Equipos láser capaces de producir energía electromagnética con longitud de onda bien delimitada de forma coherente y colimada, estas características permiten al láser dos formas de uso en medicina, la primera es para métodos quirúrgicos de ablación y coagulación, mientras que la segunda manera es la absorción del haz de fotones por los cromóforos, causando cambios bioquímicos y oxigenación en las células irradiadas [9], [24].

El láser realiza un proceso en donde la energía eléctrica es convertida en energía lumínica que se origina por la excitación de los átomos del material del láser y se dispara

una emisión de fotones a una determinada frecuencia y longitud de onda, en este proceso participan principios físicos como es: Luz, amplificación, emisión estimulada y radiación.



Figura 1.7. Partes físicas del láser [12].

1.3.4.1 Luz

La luz es parte del espectro electromagnético, el cual abarca desde ondas de radio hasta rayos gamma, se genera cuando un electrón salta de un estado de energía alto a uno de energía baja, la energía liberada se convierte en fotones, los cuales viajan en el espacio en forma de ondas electromagnéticas es decir son fluctuaciones de los campos eléctricos y magnéticos, que pueden transportar energía de un lugar a otro. La luz está creada por paquetes de fotones que son partículas sin masa, las cuales viajan con propiedades ondulatorias a velocidad de la luz, las ondas de baja frecuencia tienen menos energía que las ondas de alta frecuencia [25].

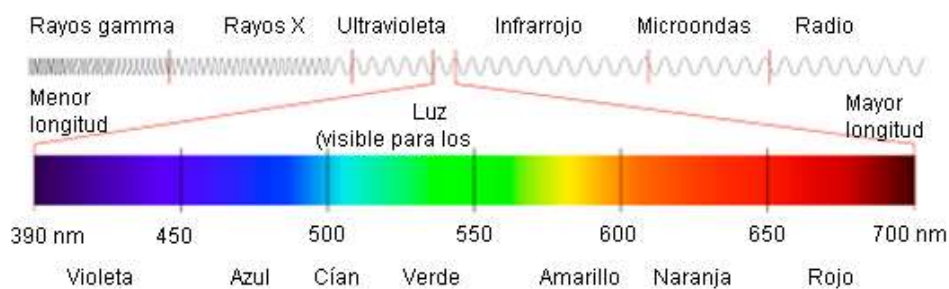


Figura 1.8. Espectro electromagnético [25].

La luz láser se caracteriza por tener las siguientes propiedades: colimación (los rayos de luz son paralelos entre sí), coherencia (las ondas de luz son las mismas, están sincronizadas y en la misma forma, es decir picos y valles equivalentes) y eficiencia (a menor potencia mayor aprovechamiento de energía para el efecto deseado).

1.3.4.2 Amplificación

La amplificación se caracteriza por la emisión espontánea es decir, cuando un átomo excitado pasa a un estado de energía más bajo produciendo inestabilidad, lo que produce que se libere energía en forma de fotón para estabilizar el medio activo, este proceso se repite muchas veces produciendo paquetes de fotones que chocan con los espejos que se encuentra en los extremos de la cavidad láser y paralelos entre sí que actúan como resonadores ópticos y cuya función es reflejar los fotones hacia adelante y atrás, haciendo que los fotones se colimen y amplifiquen el haz de luz [24].

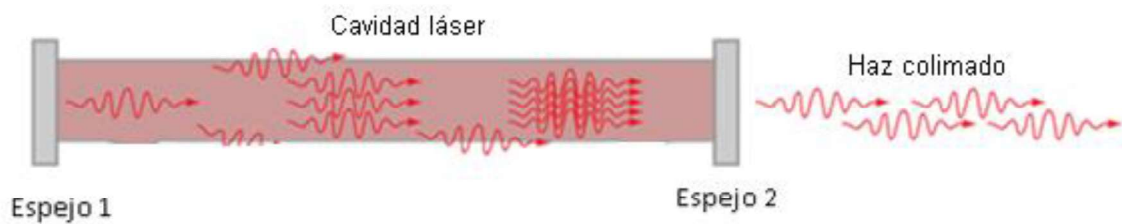


Figura 1.9. Amplificación del haz de luz [25].

1.3.4.3 Emisión estimulada

Un átomo está en un estado excitado después de cierto tiempo puede decaer a un nivel bajo de energía, liberando así energía en forma de fotón emitido en una dirección aleatoria. Sin embargo es posible que la emisión de fotones sea estimulada por los fotones entrantes, si estos tienen una energía adecuada, a esto se le denomina emisión estimulada [11].

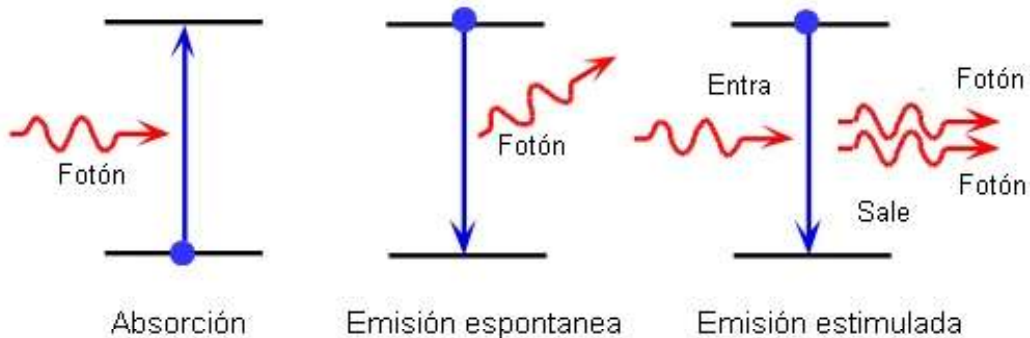


Figura 1.10. Proceso de absorción-emisión [24].

1.3.4.4 Características de la luz láser

La luz generada mediante emisión estimulada de radiación cumple con tres características fundamentales las cuales se describen a continuación:

1.3.4.4.1 Monocromática

Luz monocromática tiene un solo color o longitud de onda, todos los fotones emitidos del laser tienen la misma energía, frecuencia o longitud de onda, por lo tanto, las ondas de luz del láser tienen un rango estrecho de frecuencia, longitud de onda o color [25].

1.3.4.4.2 Colimación

Un ejemplo claro de colimación del haz de luz se lo ilustra en la Figura 1.9. en donde el alto grado de colimación se debe al hecho de que la cavidad del láser tiene espejos frontales y traseros casi paralelos que hacen rebotar a los fotones a una trayectoria perpendicular a los espejos. El espejo uno refleja la luz casi a un 100%, mientras que el espejo dos refleja el 99%, dejando salir aproximadamente el 1% del haz de luz, este 1% es el haz de se puede ver en algunos casos. Pero la luz ha pasado de un lado a otro entre los espejos muchas veces para ganar intensidad mediante la emisión estimulada de más fotones con la misma longitud de onda [11], [25].

1.3.4.4.3 Coherente

La luz de un láser es coherente, lo que significa que las longitudes de onda de la luz láser están en fase en el espacio y el tiempo [26], los fotones que se expulsan de la cavidad y al pasar por el lente se genera un haz de luz coherente y colimado.

1.3.5 COMPONENTES ÓPTICOS

La parte óptica constituye un pilar fundamental en el direccionamiento de las luz laser, por tal razón se tiene que tener un sistema óptico que garantice la reflexión y transmisión de la luz a una zona específica.

A continuación, se describen los conceptos y funciones de los componentes ópticos que se usan para el direccionamiento de la luz.

1.3.5.1 Lentes

Una lente es un medio transparente que desvía los rayo de luz, aprovechando la reflexión de la luz (es la capacidad que tiene la luz de pasar de un medio a otro). Estos lentes son un medio generalmente de vidrio o cristal lo que hace que al entrar o salir de él los rayos de luz se desvíen, para que esto suceda al menos una de las superficies de un lente debe ser curva, existen dos tipos de lentes: convergentes y divergentes, los lentes

convergentes hacen que el haz de luz incida en un punto, mientras que los lentes divergentes hacen que el haz de luz diverja en varios puntos, esto dependerá de la curvatura de sus superficies, si la curvatura de las superficies es hacia fuera, entonces el lente es convergente, si la curvatura de las superficies es hacia dentro entonces el lente es divergente. Existen diferentes clases de lentes convergentes y divergentes, lo que les diferencia el uno del otro es que los lentes convergentes en su superficie son más gruesos en la mitad que en los bordes, mientras que en los lentes divergentes son más gruesos en los bordes que en la mitad de sus superficies, en la Figura 1.11. se muestra todos los tipos de lentes [24], [27].

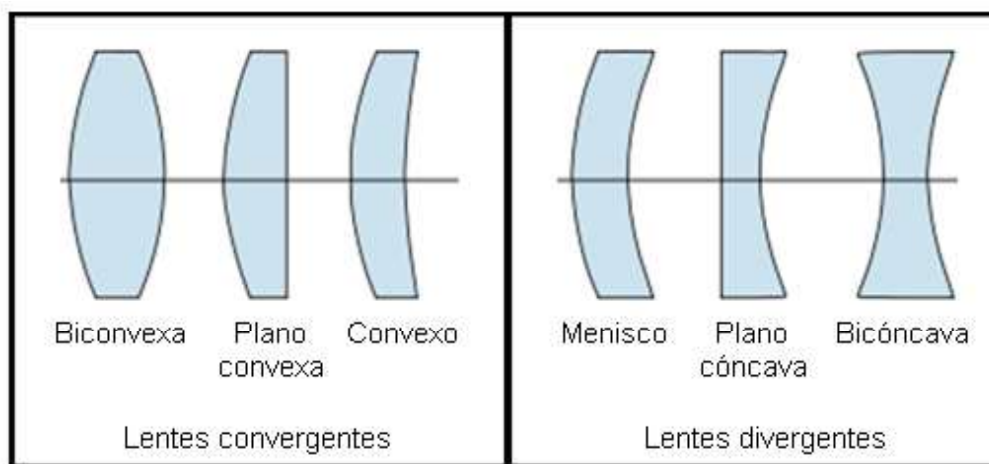


Figura 1.11. Lentes convergentes y divergentes [24].

1.3.5.2 Espejo

Los espejos suelen ser de tres tipos: plana, cóncava o convexa, el que más comúnmente se usa es el espejo de superficie plana, independientemente del tipo los espejos, todos ellos siguen las leyes de la reflexión, es decir un haz de luz al incidir sobre la superficie cambia completamente la dirección conservando todas las características del haz inicial [28], como se indica en la Figura 1.12.

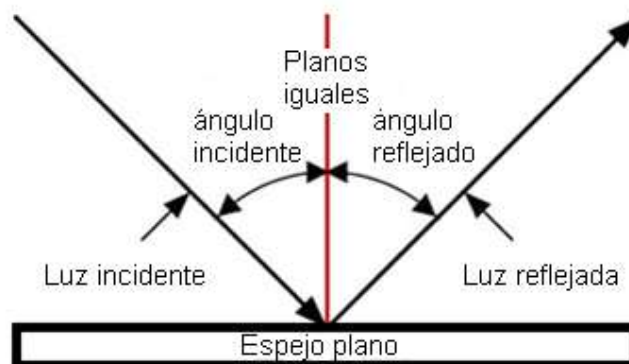


Figura 1.12. Reflexión de luz en un espejo plano [29].

Los espejos cumplen tres leyes básicas de la reflexión y de la refracción que son [30]:

- Los rayos incidentes, reflejados y transmitidos todos están localizados en el mismo plano, que se llama plano de incidencia, el cual es normal a la superficie de separación.
- El ángulo de incidencia es igual al ángulo de reflexión.
- La dirección de los rayos incidentes y transmitidos guardan una relación que viene dada por la ley de Snell.

1.3.5.3 Espejo dicroico

Los espejo dicroico son elementos que permiten el paso de longitudes de onda que se encuentren en un rango según se requiera y las longitudes de onda que estén fuera de este rango se reflejan. La construcción de estos filtros es en vacío, colocando capas de substancias reflectoras sobre un sustrato que usualmente es un vidrio. Estas capas son las que definirán el espectro y banda que se quiera filtrar. El resultado final se muestra en la Figura 1.13, suelen ser redondos o cuadrados dependiendo de la aplicación, con espesores de a cuerdo a la energía que se desea reflejar [27].

Los espejos dicroicos independientemente del fabricante se caracterizan por su porcentaje de transmisión, reflexión y posición angular que por lo general suelen ser a 45 grados respecto al haz de luz incidente [23], [31].



Figura 1.13. Filtros ópticos de luz visible, roja e infrarroja [32].

1.3.5.4 Fibra óptica

La fibra óptica se ha usado en la industria medica durante años ya que tiene varias propiedades que lo hacen ideal para una amplia gama de aplicaciones, son delgados, flexibles y generalmente resistentes al fuego. Además la fibra óptica es inmune a

interferencias electromagnéticas (EMI) y experimenta menos atenuación, estas cualidades junto con otras características útiles han llamado la atención de la comunidad médica. Los médicos, investigadores y fabricantes de dispositivos están buscando formas nuevas e innovadoras de aplicar la tecnología de la fibra óptica aplicada a medicina, es así que actualmente se usa en para: imágenes de rayos X, medición de la presión arterial intravascular, cirugía no invasiva, imagen e iluminación de endoscopia para detección de cáncer, en odontología y para tratamiento fotodinámico de enfermedades de la piel [2], [8].

El principio en que se basa la transmisión de luz por la fibra es la reflexión interna total, la luz que viaja por el centro del núcleo de la fibra incide sobre la superficie externa con un ángulo mayor que el ángulo crítico, esto hace que la luz se refleje sin pérdidas por dispersión de la luz debido a impurezas de la superficie de la fibra, el núcleo de la fibra está recubierto por una capa de vidrio con un índice de refracción mucho menor, las reflexiones se producen en la superficie que separa la fibra de vidrio y el recubrimiento [33].



Figura 1.14. Fibra óptica usada en odontología [34].

1.3.6 COMPONENTES ELECTRÓNICOS

A continuación se describe cada componente electrónico usado en el desarrollo del sistema bifrecuencial implementado.

1.3.6.1 Batería de ion de litio

También conocidas como baterías de Li-Ion, formados por grafito en el ánodo y óxido de cobalto en el cátodo, son dispositivos que almacenan la energía eléctrica para luego ser utilizada, emplea como electrolito una sal de litio que consigue los iones suficientes para la reacción electroquímica y cargarse, estas baterías han sido muy usadas en teléfonos móviles, reproductores de música, y aplicaciones que requieren gran consumo, esto se

debe principalmente que son fáciles de transportar gracias a que pesan poco pero pueden almacenar mucha energía y cargarlas en poco tiempo [23].

Poseen un voltaje nominal que varía de 3.7v a 4.2v al estar cargada completamente, sin embargo si se sobrepasan los límites de carga y descarga se produce una reducción de la vida útil de la batería, haciendo que esta se infle o explote [31].



Figura 1.15. Batería de Li-Ion [35].

1.3.6.2 Cargador de baterías de Li-Ion

El cargador de baterías de Li-ion es un dispositivo con limitador de voltaje y corriente, el cual usa tres etapas para cargar completamente una batería, las cuales son [36]:

Etapa de corriente constante: en esta etapa se entrega a la batería una corriente de 1 amperio aproximadamente, mientras tanto el voltaje se incrementa poco a poco, esta etapa finaliza cuando se alcanza el 80% de carga en la batería.

Etapa de voltaje constante: se mantiene un voltaje constante y la corriente comienza a disminuir exponencialmente, lo que indica que la batería está completamente cargada.

Etapa de flotación: en esta etapa se evita la autodescarga manteniendo un voltaje constante, esta etapa finaliza cuando la corriente disminuye a un valor cercano a los 0 amperios como se muestra en la Figura 1.16.

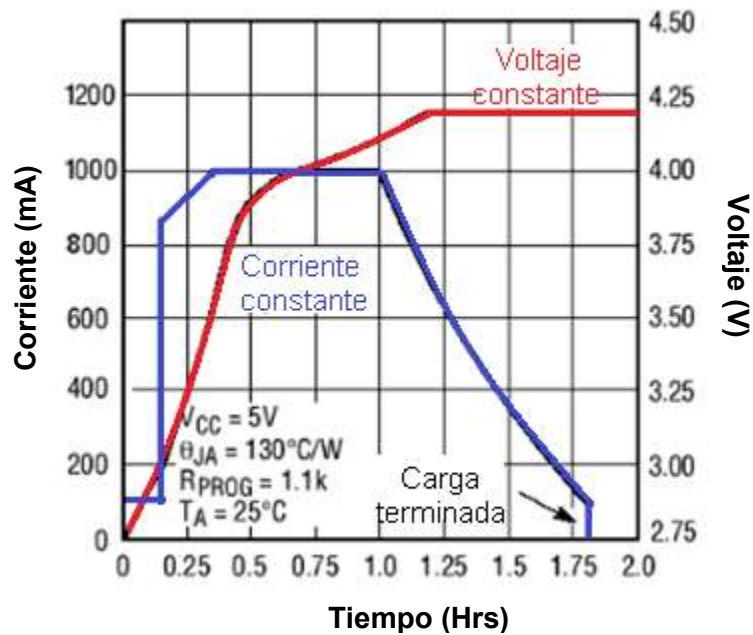


Figura 1.16. Algoritmo de carga [37].

1.3.6.3 Conversor de potencia DC-DC

Un convertidor de potencia es usado para elevar o reducir un voltaje de DC, los convertidores DC/DC pueden verse como transformadores DC que entregan a la carga voltaje o corriente a un nivel diferente al de la fuente de entrada. Esta transformación DC se realiza por medio de conmutación electrónica y no por medios electromagnéticos como en los transformadores convencionales. Los voltajes de salida del convertidor DC/DC varían desde un voltio hasta decenas de kilo-voltios. Los voltajes de salida más comunes son: 3.3 V para microprocesadores modernos, 5 y 12 V para circuitos lógicos, 48 V para equipos de telecomunicaciones y 270 V para el bus principal en aviones. La topología de un convertidor DC/DC está determinada no solo por los voltajes de entrada / salida, sino también por los niveles de potencia, voltaje y corriente de los semiconductores y componentes magnéticos [38]. En la Figura 1.17. se observan los diferentes módulos DC/DC comerciales existentes en el mercado.



Figura 1.17. Conversores comerciales [39].

1.3.6.4 Sensor de efecto Hall

Los sensores de efecto Hall son dispositivos que se activan mediante un campo magnético externo, este campo magnético posee dos características importantes, que son: la densidad de flujo (B) y polaridad. La señal de salida del sensor de efecto Hall esta función de la densidad del campo magnético alrededor del dispositivo, cuando la densidad de flujo magnético alrededor del sensor excede un cierto umbral, el sensor lo detecta y genera un voltaje de salida llamado voltaje Hall, el efecto Hall se lo aprecia en la Figura 1.18, y la ecuación (1.2) la representa [23], [40].

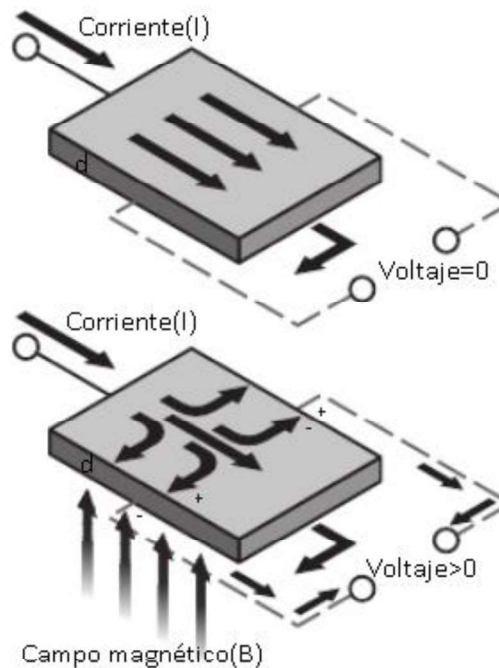


Figura 1.18. Efecto Hall [40].

$$V_h = -\frac{B * I}{d * e * n} \quad (1.2)$$

En donde:

B: Campo magnético

I: Corriente

d: Espesor de la placa

e: Carga de los portadores

n: Densidad de portadores

De la ecuación (1.2), se concluye que cuando la corriente censada varia, el campo magnético también varia lo que a su vez provoca una variación en el voltaje de medición.

1.3.7 SOFTWARE

En esta subsección se describe el lenguaje de programación (Arduino) para la realización del software de control que comanda el sistema y la herramienta (SolidWorks) para la esquematización y modelación de las partes mecánicas que constituyen el prototipo.

1.3.7.1 Arduino

Arduino es una plataforma de código abierto, la cual está basada en hardware y software libre, fácil de utilizar para los programadores y desarrolladores. Arduino es una placa basada en un microcontrolador Atmel, los microcontroladores son circuitos integrados en los que se pueden grabar instrucciones, las cuales se escriben en un lenguaje de programación en el entorno Arduino IDE, estas instrucciones permiten crear programas que interactúan con los circuitos de la placa.

El microcontrolador de Arduino tiene una interfaz de entrada, la cual es una conexión a la que se puede conectar diferentes tipos de periféricos, la información de estos periféricos que se conectan se trasladan al microcontrolador, el cual toma los datos de cada periférico y los procesa para realizar acciones ya sea de control o de envío de datos a otros dispositivos como son actuadores, pantallas, altavoces, entre otros [41], en la figura 1.19. se muestra la amplia gama de tarjetas de desarrollo presentes en el mercado.

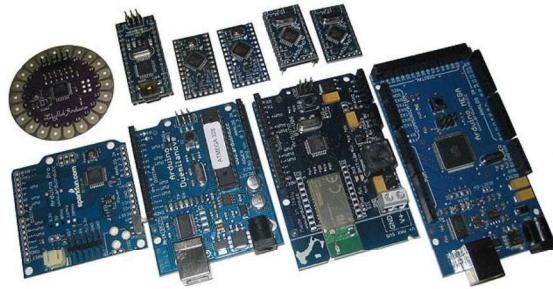


Figura 1.19. Productos de Arduino [41].

1.3.7.2 SolidWorks

SolidWorks es un software de diseño asistido por computadora (CAD), que permite modelar piezas que son parte de un todo, es decir permite hacer piezas pequeñas para luego ensamblarlas formando así toda una estructura dando una vista preliminar y amplia de las piezas físicas en campo, además SolidWorks permite a la vez simular circuitos eléctricos que se encuentran disponibles en su paquete de instalación [42].

SolidWorks utiliza parámetros como son cotas o relaciones geométricas, las cotas son medidas que pueden ser lineales o angulares mientras que las relaciones geométricas se dan dentro de un croquis puede ser paralelismo, perpendicularidad, tangente, coincidencia en un punto, etc. Para modelar un objeto se sigue tres pasos básicos que son: seleccionar un plano, realizar un croquis y aplicar una operación, se obtiene un modelo para poco a poco darle detalles y obtener una pieza en 3D virtual.

1.3.7.3 HMI

Es necesario un HMI o una interfaz que permita interactuar de forma adecuada y fácil con el usuario de tal manera poder visualizar variables importantes del sistema como es: el porcentaje de batería, mensajes y las diferentes ventanas que integra la aplicación, en la Figura 1.20. se presenta un HMI que muestra información básica del sistema.



Figura 1.20. Pantalla OLED [41].

2. METODOLOGÍA

El proyecto al ser un primer estudio se emplea la investigación aplicada, ya que con el desarrollo de este prototipo se espera dar una solución alternativa al uso de tratamientos convencionales como: pomadas o soluciones usadas para enfermedades que se presentan en la boca o sus alrededores. El tratamiento no invasivo se lo realiza mediante la irradiación con luz láser de baja potencia. Para lograrlo, se realizó la recopilación de fuentes bibliográficas como: libros, revistas medicas, artículos científicos y páginas web.

El trabajo consta de cuatro fases metodológicas, en la primera fase se describe en el capítulo uno que es la recopilación de toda la información necesaria para realizar el prototipo, la fase de diseño se desarrolla a continuación, donde se describe el diseño del Hardware y la implementación del mismo, todo el sistema es comandado por un software que se implementa en una tarjeta de desarrollo para el tratamiento de las señales e interfaz grafica. La fase de resultados del capítulo tres son las pruebas que se realizan al equipo para verificar su funcionamiento en este apartado se calcula y mide la irradiación y el espectro de emisión de cada láser con un radiómetro y espectrómetro respectivamente y se los compara con datos encontrados en artículos publicados. El capítulo final abre paso a las conclusiones y recomendaciones para futuros estudios en esta área.

En la Figura 2.1. se muestra la estructura general del prototipo el cual se compone de cuatro sistemas que son esenciales para el funcionamiento y un fácil manejo de usuario, los cuales se describen a continuación.

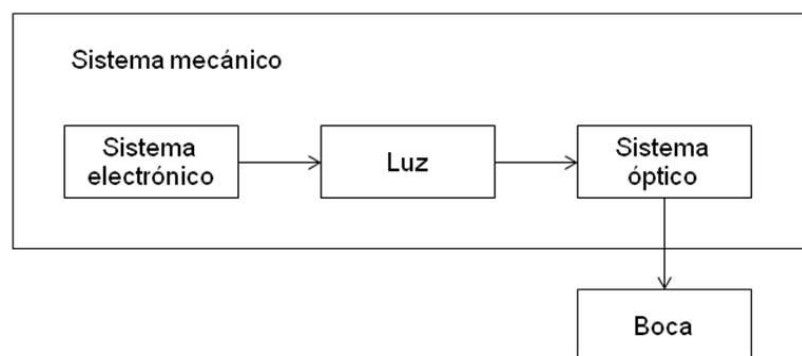


Figura 2.1. Esquema general del sistema bifrecuencial.

El sistema electrónico es el encargado de suministrar la potencia eléctrica necesaria a cada componente digital o análogo, con el objetivo de tener un buen control de la irradiación producida por cada uno de los láseres. Cuenta con una pantalla OLED que

permite interactuar con el usuario, en pantalla se muestran variables importantes del sistema como es el porcentaje de batería, menús, energía aplicada por cada laser y mensajes de batería baja o carga completa, los mensajes se acoplan a un LED de notificaciones mediante una salida digital de la tarjeta de desarrollo para hacerlos más perceptibles.

El sistema óptico es el encargado de direccionar la luz generada por los láseres hacia un mismo punto mediante un arreglo de espejos, la luz direccionada pasa por una fibra óptica que se usa en equipos odontológicos para ser irradiada en la zona a tratar.

El haz de luz que se irradia en la zona de muestra, es generada por láseres de baja potencias a dos longitudes de onda diferentes las cuales están en el espectro de emisión de 660 nm y 808 nm, luz roja e infrarroja respectivamente, activándose uno a la vez dependiendo del problema a tratar.

Finalmente el sistema mecánico da soporte a todos los componentes que constituyen al prototipo como son: los espejos, los láseres, el circuito electrónico y la pantalla de visualización. Cuenta con un diseño de fácil maniobrabilidad y ergonomía.

2.1. FUENTES DE LUZ

La luz que sale de la fibra óptica cubrirá un área de 10 mm de diámetro, a una distancia de la zona irradiada de 7 mm, las especificaciones técnicas del láser rojo e infrarrojo (Figura 2.2.) se encuentran detalladas en la Tabla 2.1.



Figura 2.2. Láser rojo e infrarrojo respectivamente.

Tabla 2.1. Especificaciones técnicas de los láseres [43], [44].

Característica	Láser rojo	Láser infrarrojo
	Descripción	Descripción
Potencia máxima	100 [mW]	100 [mW]
Voltaje de operación	5 [V]	3 - 5 [V]
Corriente máxima	150 [mA]	150 [mA]
Longitud de onda	660 [nm]	808 [nm]
Estructura	Aluminio	Aluminio
Lente	Plástico	Plástico
Enfocable	Si	Si
Dimensiones	18*45 [mm]	12*44 [mm]
Temp. máxima	0 ~ 60 [°C]	0 ~ 50 [°C]

Mediante el espectrómetro FLAME-S-VIS-NIR-ES [7], se tiene el espectro de emisión del láser rojo la cual tiene un pico en 660 nm en una banda de ± 5 nm como se muestra en la Figura 2.3.

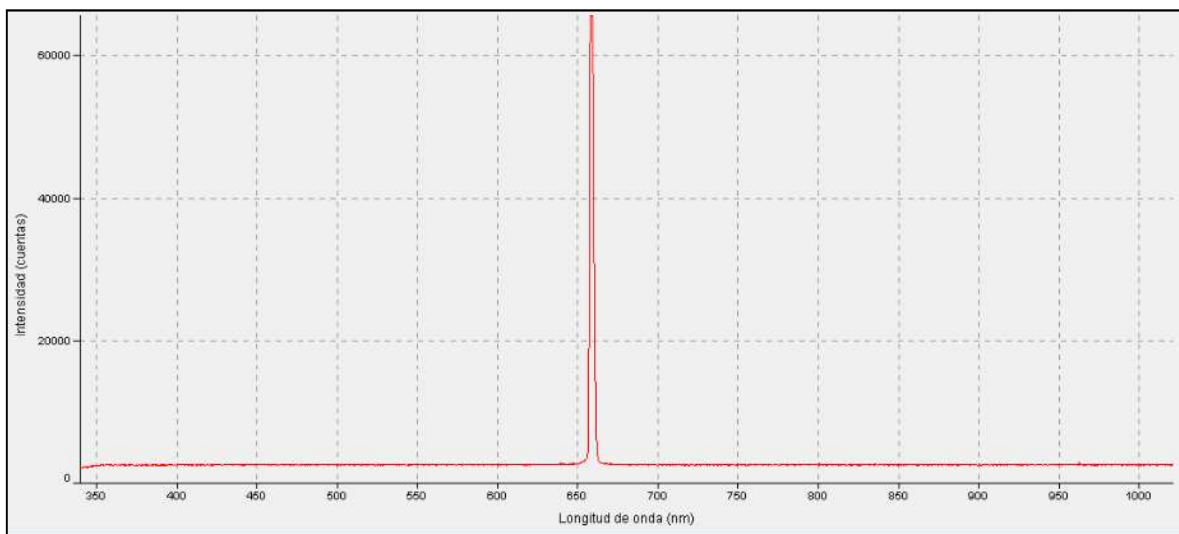


Figura 2.3. Espectro de emisión del láser rojo.

Mediante el mismo espectrómetro, se tiene el espectro de emisión del láser infrarrojo la cual tiene su pico en 808 nm en una banda de ± 5 nm como se muestra en la Figura 2.4.

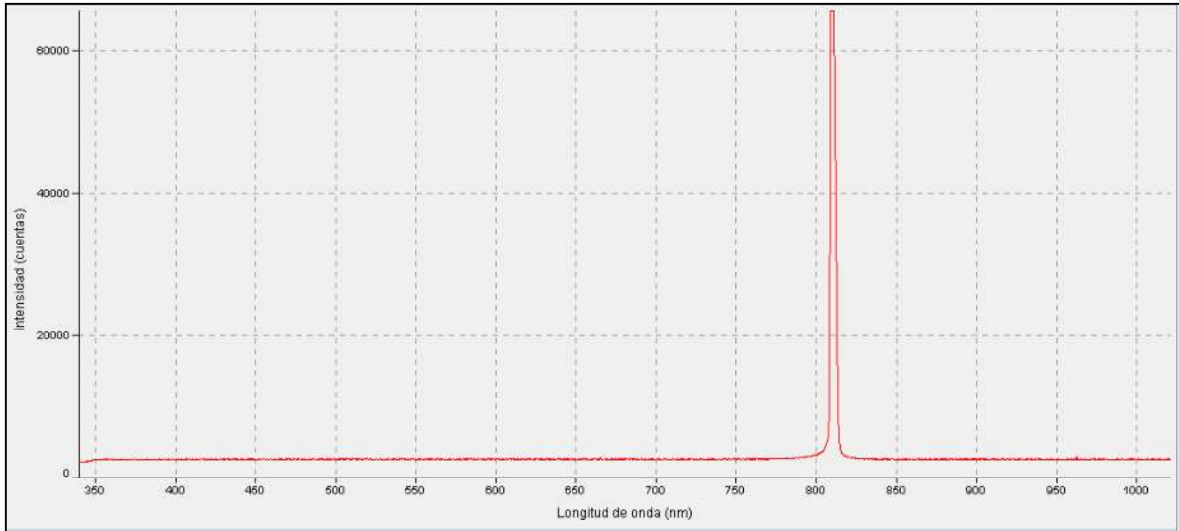


Figura 2.4. Espectro de emisión del láser infrarrojo.

2.2. SISTEMA ÓPTICO

Al ser el prototipo un sistema bifrecuencial se tiene que direccionar la luz de los láseres hacia un mismo punto mediante un arreglo de un espejo y un espejo dicroico para luego ser dirigida por una fibra óptica comercial usada en odontología, en la Figura 2.5. se muestra el diagrama general del sistema óptico.

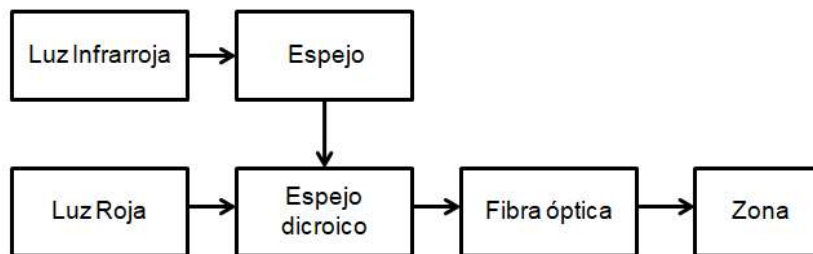


Figura 2.5. Diagrama general del sistema óptico.

La luz roja (660 nm) pasa el espejo dicroico para ser concentrada en un punto como se puede ver en la Figura 2.6.A., mientras que la luz infrarroja (808 nm) primero es reflejada en el espejo después se refleja nuevamente en el espejo dicroico para concéntrense en el mismo punto donde incide la luz roja, como se observa en la Figura 2.6.B. El objetivo de concentrar las luces en un punto es para que toda la luz sea dirigida hacia una fibra óptica y esta la conduzca hacia la zona a irradiar.

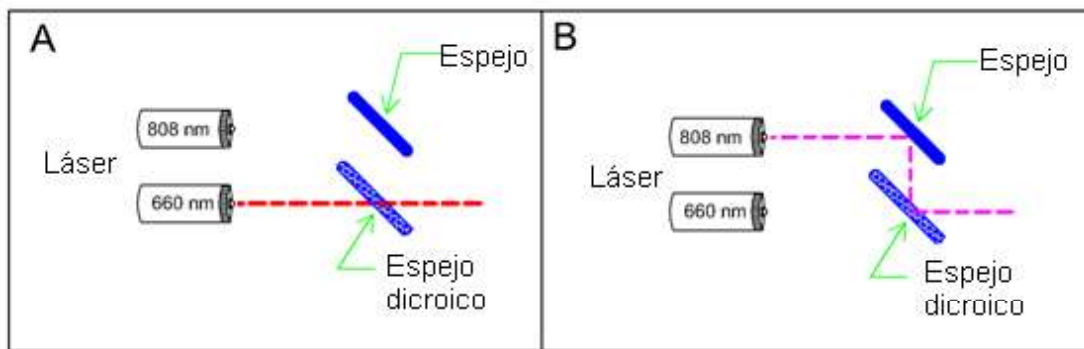


Figura 2.6. Trayectoria de las luces láser.

2.2.1 LENTES

El lente óptico que el fabricante usa a la salida de cada láser es un lente plano convexo (Figura 2.7.), el cual aumenta la colimación y con esto la divergencia del haz de luz. Al tener un alto grado de coherencia espacial hace que la luz corra grandes distancias manteniendo siempre un haz pequeño.

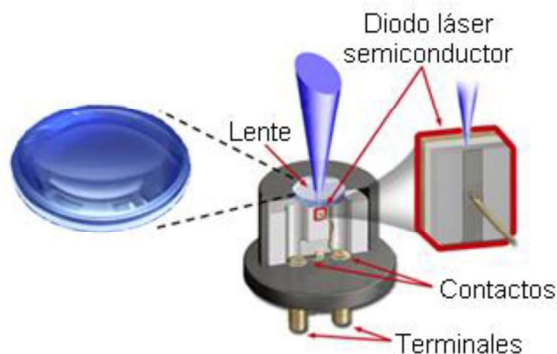


Figura 2.7. Lente plano convexo [43], [44].

El material en el que está fabricado es vidrio de alto borosilicato, con el espectro de transmisión que va desde los 400 nm hasta los 1000 nm [43], [44], en la Tabla 2.2. se detalla las especificaciones técnicas de este lente.

Tabla 2.2. Especificaciones técnicas del lente plano convexo [43], [44].

Características		Descripción	
Tipo		Plano convexo	
Altura	Diámetro	3 [mm]	8 [mm]
Transmisión		95 %	
Índice de refracción		1.45	
Material		Borosilicato	
Temperatura de operación		-50 ~ 400 [°C]	

2.2.2 ESPEJOS

Los espejos son usados para reflejar la luz infrarroja como se muestra en la Figura 2.6.B., se elije un espejo usado en corte láser y un espejo dicroico pasa bajos de banda larga, el cual debe ser instalado a 45° con respecto al haz de luz incidente, el espectro de transmisión se aprecia en la Figura 2.8. El espejo dicroico refleja todo lo que esté por encima de los 700 nm dejando así pasar la luz roja (660 nm) directamente.

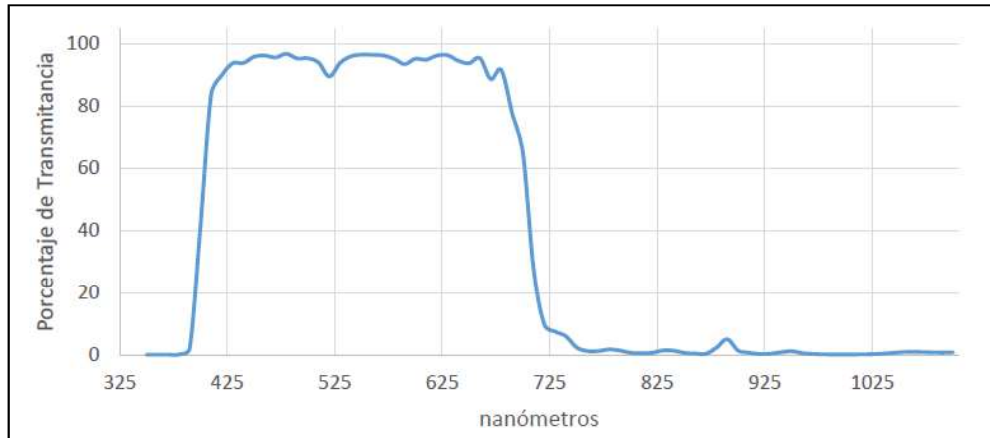


Figura 2.8. Espectro de transmisión del espejo dicroico [5].

2.2.3 FIBRA ÓPTICA

La fibra óptica utilizada se muestra en la Figura 2.9., se usa para repuestos de equipos médicos de fotocurado de marca Woodpecker, la fibra Woodpecker es ergonómica, ligera, de fácil limpieza e instalación. La fibra se acopla a la carcasa del prototipo para llevar la luz direccionada de los láseres a la boca.



Figura 2.9. Fibra óptica de fotocurado [34].

2.2.4 DOSIFICACIÓN

Para calcular la dosis de energía que se debe aplicar en cualquier parte de la boca, se calcula primero la irradiancia de luz para lo cual se debe tomar en cuenta los siguientes parámetros: flujo radiante del láser de baja potencia, porcentaje de transmisión del lente y del espejo dicroico, porcentaje reflexión del espejo. Estos valores se especifican en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3. Parámetros usados para cálculo de la irradiación [5], [43], [44].

Características	Descripción
intensidad radiante del láser rojo	20 ~ 90 [mW/sr]
Intensidad radiante del láser infrarrojo	25 ~ 95 [mW/sr]
Distancia focal del lente	5 [mm]
Diámetro del lente de los láseres	8 [mm]
Transmisión del los lente	95 %
Transmisión del espejo dicroico	90 %
Reflexión del espejo dicroico	90 %
Reflexión del espejo	90 %

La irradiancia se calcula mediante la ecuación (2.1), donde: E es la irradiancia, Esr es la intensidad radiante, w es el ángulo de un sólido y Ad es el área del lente.

$$E = Esr * \frac{w}{Ad} \quad (2.1)$$

Para calcular w se usa la ecuación (2.2) en donde: R es el radio de una esfera y d es la distancia a la que se encuentra el láser del lente colimador.

$$w = 2\pi * \frac{R - d}{R} \quad (2.2)$$

El radio R esta dado por la ecuación (2.3), donde: D es el diámetro de apertura del área donde impactara la luz emitida por el láser.

$$R = \sqrt{d^2 + \left(\frac{D}{2}\right)^2} \quad (2.3)$$

$$R = \sqrt{0.5^2 + \left(\frac{0.8}{2}\right)^2} = 0.64 [cm] \quad (2.4)$$

Con el resultado de la ecuación (2.4) se calcula w de la ecuación (2.2).

$$w = 2\pi * \frac{0.64 - 0.5}{0.64} = 1.37 [sr] \quad (2.5)$$

Para calcular la irradiancia máxima del laser rojo se escoge la intensidad radiante máxima de 90 mW/sr y se calcula mediante la ecuación (2.1).

$$E_{Roja} = 90 * \frac{1.37}{\pi * (0.4)^2} = 245.29 \left[\frac{mW}{cm^2} \right] \quad (2.6)$$

Para calcular la irradiancia máxima del laser infrarrojo se escoge la intensidad radiante máxima de 95 mW/sr y se calcula mediante la ecuación (2.1).

$$E_{IR} = 95 * \frac{1.37}{\pi * (0.4)^2} = 258.93 \left[\frac{mW}{cm^2} \right] \quad (2.7)$$

Tomando en cuenta los porcentajes de transmisión y reflexión se tiene la irradiancia total de cada láser mediante las ecuaciones (2.8) y (2.9).

$$E_{Roja} = 245.29 * 0.95 * 0.9 = 209.72 \left[\frac{mW}{cm^2} \right] \quad (2.8)$$

$$E_{IR} = 258.93 * 0.95 * 0.9 * 0.9 = 199.25 \left[\frac{mW}{cm^2} \right] \quad (2.9)$$

Con la irradiancia se calcula la dosis de energía que se debe aplicar en un tiempo preestablecido. Dependiendo del tipo de enfermedad bucal existen distintos tiempos de aplicación como se indica en un protocolo odontológico de un equipo comercial brasileño [9], en donde se usa la ecuación (1.1) para cálculo de la irradiación D , donde: E es la irradiancia de cada láser y t es el tiempo de aplicación, en este caso se escoge el tiempo de 50 segundos según sugiere el protocolo para tratar una afta bucal con luz infrarroja y 180 segundos para un herpes labial con luz roja.

$$D_{Roja} = E * t = 209.72 * 180 = 37749.6 \left[\frac{mJ}{cm^2} \right] = 38 \left[\frac{J}{cm^2} \right] \quad (2.10)$$

$$D_{IR} = E * t = 199.25 * 50 = 9962.5 \left[\frac{mJ}{cm^2} \right] = 10 \left[\frac{J}{cm^2} \right] \quad (2.11)$$

Tabla 2.4. Información de de dosificaciones para terapia con luz [9].

Patología	Láser [nm]	Tiempo [seg]	Dosificación [J/cm ²]	Energía [J]
Afta	808	50	100	5
Dtm	808	60	66	6
Candidiasis	660	30	100	3
Herpes	660	180	100	18

Comparando los resultados calculados con la Tabla 2.4. se tiene una dosificación diferente a la que se usa en un equipo comercial fabricado en Brasil de similares características al implementado en este proyecto, para lograr la misma dosificación se tiene que aumentar el tiempo aplicación.

2.3. SISTEMA ELECTRÓNICO

El principal objetivo del sistema electrónico es el control de la irradiación producido por las fuentes laser, compuesto por módulos que permiten la alergización de los distintos elementos presentes en la placa electrónica. Este sistema electrónico se conforma del sistema de potencia y de control, los cuales están aislados para evitar fallos y seguridad del sistema en general.

En la Figura 2.10., se esquematiza el sistema electrónico general y los elementos que lo conforman.

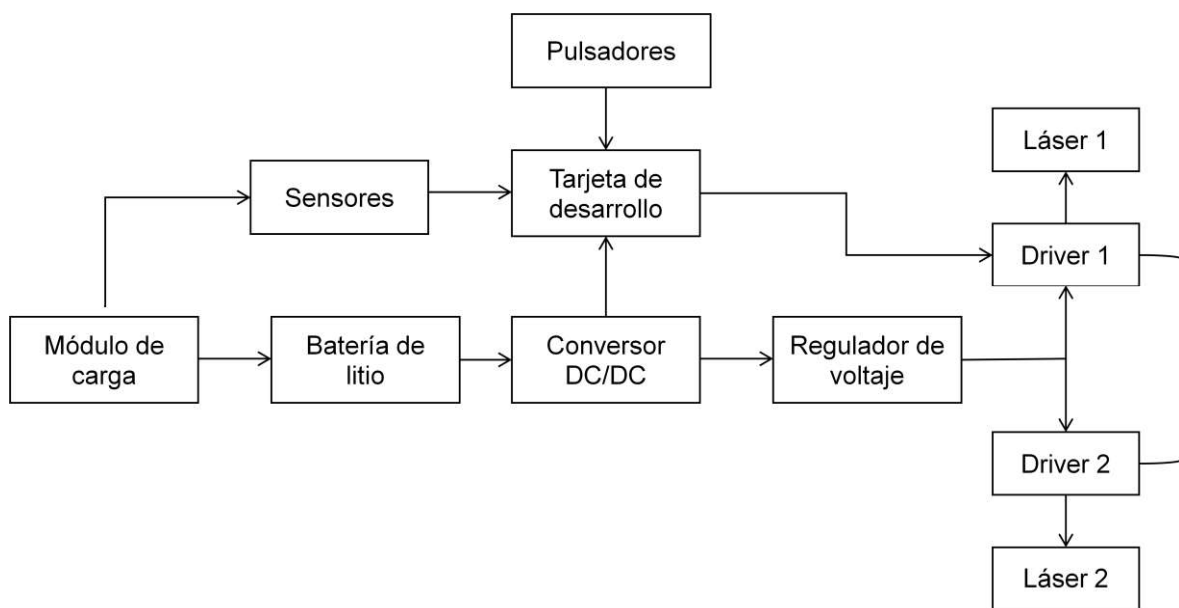


Figura 2.10. Diagrama en bloques del sistema electrónico general.

El sistema electrónico de potencia inicia con el modulo de carga, el cual es utilizado para carga y protección de la batería, la batería de litio es la encargada de suministrar energía a todo el sistema, la energía almacenada por la batería es tomada directamente por el convertor DC/DC para elevarla a un voltaje mayor al de la batería para poder energizar los demás elementos como los láseres, sensores y tarjeta de desarrollo.

El sistema electrónico de control está conformado por una tarjeta de desarrollo el cual integra un microcontrolador en su estructura como elemento central de control, es

encargado de controlar los actuadores y procesar las señales analógicas y digitales captadas por los puertos de entrada y salida.

2.3.1 BATERÍA DE IONES DE LITIO

Al ser un prototipo que va a ser usado en odontología como alternativa en el tratamiento de enfermedades bucales, se plantea que el prototipo debe ser portátil por facilidad y comodidad a la mano del usuario. Se elige una batería de Litio para energizar el equipo por las siguientes razones [45]:

- Poseen tres veces más densidad de energía por unidad de peso que otras baterías.
- Presentan una mayor rapidez de carga y baja autodescarga.
- Poseen una vida útil más prolongada que otras baterías.
- No poseen el efecto memoria, fenómeno donde la capacidad de carga se reduce cuando la batería no ha sido cargada o descargada completamente.

A más de las razones planteadas, también se analiza la demanda energética que tendrá el prototipo el cual se presenta en la Tabla 2.5.

Tabla 2.5. Demanda energética del prototipo [43], [44], [46], [47].

Elemento	Voltaje máximo [V]	Corriente máxima [mA]	Potencia máxima [W]
Láser rojo	5	150	0.75
Láser infrarrojo	5	150	0.75
Arduino nano	10	15	0.15
Pantalla OLED	5	16	0.08
Amplificadores operacionales	11	50	0.55
Sensor de corriente	5	10	0.05
Potencia total			2.33

Partiendo de la ecuación (2.12), se calcula la corriente máxima de consumo del sistema electrónico.

$$I = \frac{P}{V} \quad (2.12)$$

Donde, P es la potencia de consumo máxima del prototipo y V es el voltaje nominal promedio que entrega la batería de Li-Ion.

$$I = \frac{P}{V} = \frac{2.33 [W]}{3.7 [V]} = 0.629 [A] \quad (2.13)$$

Se elige una batería de Li-Ion KeepPower 18650 (Figura 2.11.), la cual tiene una capacidad de 2600 mAh con protección y un voltaje nominal de 3.7 V, las especificaciones técnicas se encuentran en la Tabla 2.6. Con estos datos se determina el tiempo de autonomía que es aproximadamente de 4 h 10 min.

Tabla 2.6. Especificaciones técnicas de la batería KeepPower 18650 [45].

Especificaciones	Descripción
Tipo	Ion de Litio
Marca	KeepPower 18650
Capacidad mínima	2500 [mAh]
Capacidad típica	2600 [mAh]
Voltaje nominal	3.7 [V]
Corriente de carga máxima	5 [A]
Corriente de descarga máxima	15 [A]
Peso	46 [gr]
Tamaño	18.8 x 69 [mm]



Figura 2.11. Batería de ion de litio KeepPower 18650 [45].

2.3.2 MÓDULO DE CARGA

Las baterías de Li-Ion usan tres etapas para cargarse completamente, como se había explicado en el capítulo anterior, el modulo de carga TP4056 simplifica las etapas a dos para acelerar el proceso de carga. En la Figura 2.12. se presenta el algoritmo de carga usado por el integrado TP4056 en donde la corriente máxima es de 1 A la cual puede ser

programada mediante una resistencia, en la carga se suministra una corriente de 1 A hasta obtener el 80% de la capacidad total de la batería después, se mantiene un voltaje constante de carga mientras la corriente va disminuyendo exponencialmente hasta un valor mínimo.

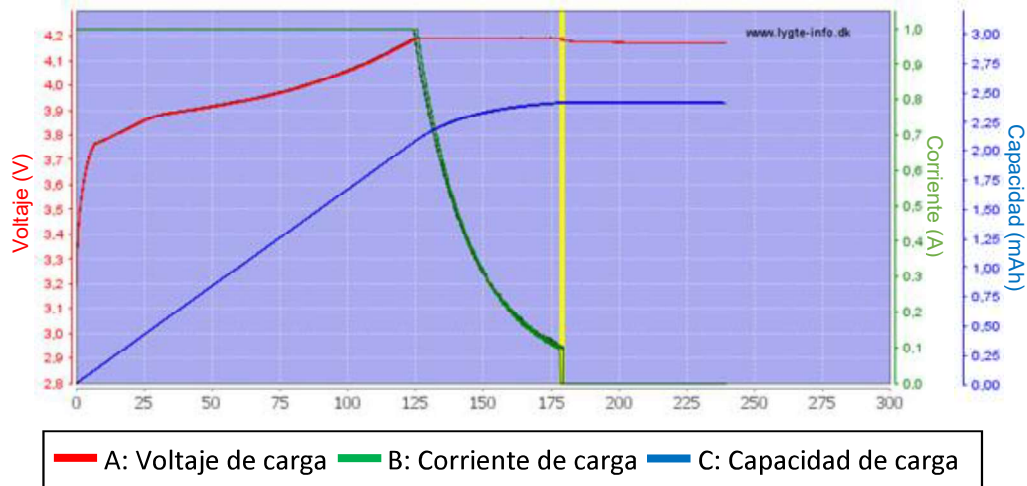


Figura 2.12. Algoritmo de carga KeepPower 18650 [48].

El módulo TP4056 lleva en su diseño el circuito integrado TP4056 como su nombre lo indica, el cual es un cargador lineal de corriente y voltaje constante para baterías de iones de litio de una celda. La tensión de carga se fija en 4.2 V y la corriente de carga se puede programar externamente con una sola resistencia. El ciclo de carga es terminado automáticamente cuando la corriente de carga cae a 0.1 del valor programado (1 A) después de que alcanza el voltaje de flotación final [37].

El modulo TP4056 posee otras características como son luces LED para indicar los estados de terminación de la carga y la presencia de un voltaje de entrada. En la Tabla 2.7. se muestra las especificaciones técnicas del integrado TP4056.

Tabla 2.7. Especificaciones técnicas del integrado TP4056 [37].

Característica	Descripción
Voltaje de entrada	0.3 - 0.8 [V]
Temperatura de operación	40 - 85 [°C]
Temperatura de juntura máxima	145 [°C]
Corriente de carga máxima	1 [A]
Voltaje de carga	4.2 [V], 1.5% de precisión
Pines de estado	2
Terminación de carga	C/10

La fuente externa que suministra la energía para cargar la batería debe proporcionar un voltaje de 5 V hasta los 8 V, prácticamente se puede usar un cargador de celular a 5 V, 1 A de corriente mínimo. El cable externo debe tener un conector tipo mini USB ya que el módulo cuenta con una entrada propia para este tipo de conectores.

En la Figura 2.13. se muestra el esquema del circuito electrónico del módulo de carga TP4056 que integra en su estructura tanto al circuito integrado TP4056 (cargador de batería) y el circuito integrado DW01 (protección de la batería).

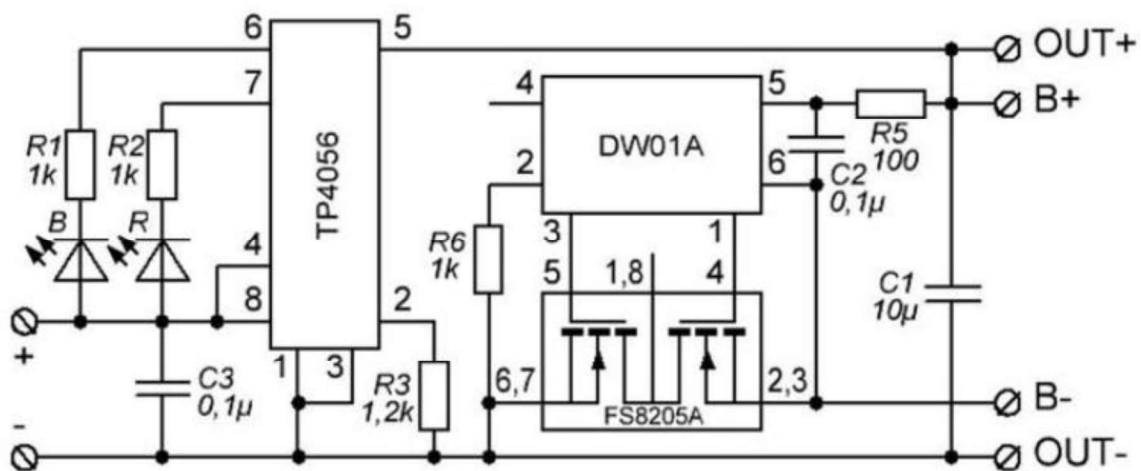


Figura 2.13. Circuito electrónico del módulo TP4056 [23].

2.3.3 PROTECCIONES

La batería KeepPower 18650 cuenta con tres protecciones propias integradas a su estructura, las cuales son: protección contra sobrecalentamiento (PTC), protección contra presión alta (CID) y tiene un circuito PCB la cual protege contra sobrecargas, como se observa en la Figura 2.14.

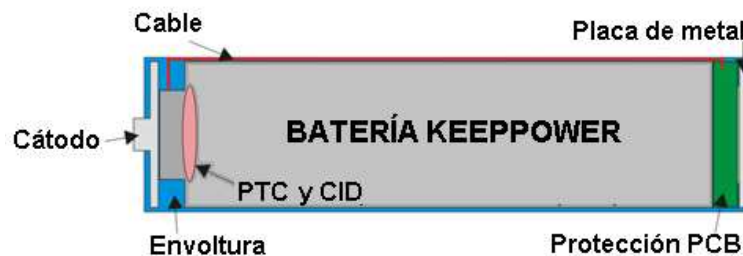


Figura 2.14. Protecciones internas de la batería KeepPower 18650[49].

La batería cuenta con un orificio en el polo positivo el cual es la válvula de escape para presión alta, también oculto debajo del signo positivo hay un fusible de temperatura llamado resistencia PTC, la cual se activa cuando excede la temperatura máxima

proporcionada por el fabricante, en la Figura 2.15. se muestra las partes de la batería, la celda 18650 real en una carcasa metálica, el circuito de protección que está montado en el polo negativo de la celda y varias piezas de aislamiento y espaciadores, junto con la envoltura que se coloca alrededor de todo [49].



Figura 2.15. Componentes que protegen la batería de Li-Ion 18650 [49].

El módulo de carga TP4056, cuenta con una protección destinada a la batería para el caso de polaridad inversa, sobre corriente, sobretensión y sobre descarga. El circuito integrado DW01-P está diseñado para proteger la batería de iones de litio de daños o degradación de la vida útil debido a sobre voltajes o sobre corrientes para baterías de una celda, es ultra pequeño haciéndolo ideal para integrarlo a sistemas de protección en baterías de Li-Ion, en la Tabla 2.8. se muestran las especificaciones técnicas del integrado DW01-P.

Tabla 2.8. Especificaciones técnicas de circuito integrado DW01-P [50].

Modelo	Empaquetado	Voltaje de detección de sobrecarga [V]	Voltaje de liberación de sobrecarga [V]	Voltaje de detección de sobre descarga [V]	Sobretensión de descarga de voltaje [V]	Voltaje de detección de sobre corriente [mV]
DW01-P	SOT-23-6	4.25±0.05	4.05±0.05	2.4±0.1	3±0.1	150±30

La protección de sobrecarga actúa cuando el voltaje de la celda excede los 4.25 V, se espera un tiempo de 100 ms y desconecta la celda mediante el mosfet M2 de la Figura 2.16, de la misma manera cuando el voltaje de la celda cae por debajo de los 2.4 V se desconecta la batería mediante el mosfet M1, los mosfets (M1 y M2) regresan a su estado inicial cuando el voltaje tiene un aproximado a los 4.05 V. La protección contra

sobre corriente actúa cuando existe un cortocircuito o cuando la corriente sobrepasa los 3 A, para regresar a su estado inicial se debe conectar una fuente de alimentación externa [23].

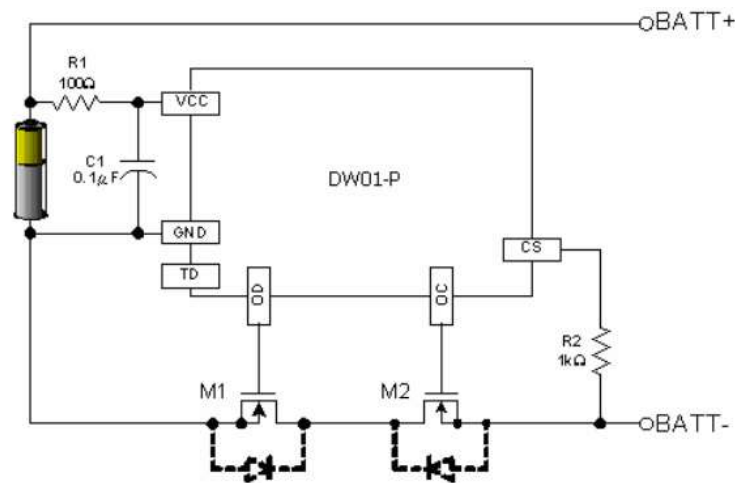


Figura 2.16. Diagrama de conexión del circuito integrado DW01-P [50].

En el caso de energizar el módulo con una fuente externa en polaridad inversa se destruirá el módulo TP4056, brindando así protección a la batería y al sistema en general.

2.3.4 CONVERTOR DC/DC

Es necesaria una conversión de energía para ello se usa un módulo MT3608 (convertor de energía DC/DC) para elevar el voltaje que da la batería de 3.7 V a 10 V suficientes para energizar el regulador de voltaje para los láseres, la tarjeta de desarrollo y demás componentes que conforman el prototipo, en la Tabla 2.9. se muestra las especificaciones técnicas del modulo MT3608.

Tabla 2.9. Especificaciones técnicas del modulo MT3608 [51].

Características	Descripción
Corriente máxima de salida	2 [A]
Voltaje máximo de salida	5 ~ 28 [V]
Voltaje de entrada	2 ~ 24 [V]
Frecuencia de conmutación	1.2 [Mhz]
Eficiencia	97 %
Control	Modulación por ancho de pulso
Temperatura de trabajo	-45 a +85 [°C]
Dimensiones	37.2 * 17.2 * 14 [mm]
peso	5 [gr]

Mediante la ecuación (2.12) y con la información de la Tabla 2.5. se calcula la corriente máxima requerida por el sistema.

$$I = \frac{P}{V} = \frac{2.33 [W]}{10 [V]} = 0.233 [A] \quad (2.14)$$

De donde se comprueba que el modulo MT3608 es capaz de brindar la corriente y el voltaje que se necesita para que funcione el sistema según la Tabla 2.9.

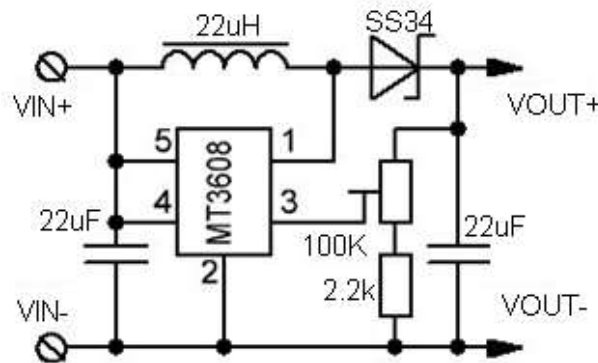


Figura 2.17. Circuito electrónico del modulo MT3608 [51].

En la Figura 2.17. se presenta el circuito electrónico del módulo MT3608, el cual usa un potenciómetro para regular el voltaje para la salida, los capacitores que se encuentran a la entrada y salida del módulo ayudan a que el voltaje de salida este estable frente a perturbaciones que se puedan dar.

2.3.5 REGULADOR DE VOLTAJE

Los láseres operan con 5 V razón por la cual se usa el regulador de voltaje LM7805 para poder reducir el voltaje del convertidor DC/DC a 5 V. En la Tabla 2.10. se presentan las especificaciones técnicas del regulador de voltaje LM7805.

Tabla 2.10. Especificaciones técnicas del circuito integrado LM7805 [52].

Características	Descripción
Corriente máxima	1 [A]
Voltaje de entrada máximo	35 [V]
Voltaje de salida	5 ± 0.25 [V]
Temperatura de operación	-40 ~ 125 [°C]
Encapsulado	TO-220

En el datasheet del circuito integrado LM7805 [52], se recomienda usar capacitores a la entrada y salida del regulador para mejorar el rizado y evitar caídas de voltaje ante perturbaciones.

2.3.6 DRIVERS DE CONTROL

El control de la intensidad de la luz generada por los láseres es llevada a cabo por dos drivers mediante la técnica de modulación por ancho de pulso (PWM), que consiste en variar la relación de trabajo del voltaje suministrado a los láseres lo que produce una variación directamente proporcional a la irradiación.

Las señales PWM son generadas en la tarjeta de desarrollo y enviadas a la base de cada transistor NPN (Q1 y Q2) para que funcionen como interruptores y permita controlar el switcheo del voltaje que alimenta a cada láser como se muestra en la Figura 2.18. De esta manera tener control de cada laser de forma independiente.

La frecuencia de las señales PWM son de 3 KHz, ya que a esta frecuencia prácticamente se evita el efecto de flickeo que puede ser percibido por el ojo humano en luz visible.

Para que la corriente fluya hacia cada uno de los láseres los transistores deben actuar como interruptor abierto haciéndolos trabajar en la zona de saturación dejando circular corriente del colector hacia el emisor.

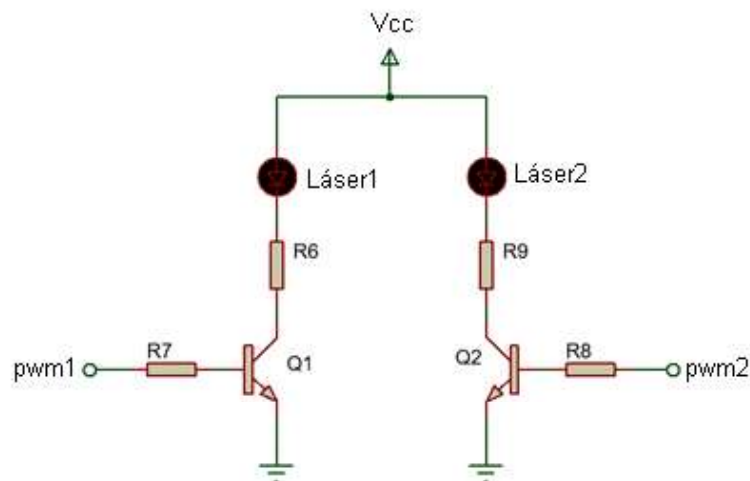


Figura 2.18. Drivers de control para la intensidad de luz laser.

Para el cálculo de la resistencia R6 y R9 se tiene en cuenta las especificaciones técnicas del transistor en saturación, para el diseño se escoge un transistor 2N2222 cuyas características más relevantes se encuentran en la Tablas 2.11.

Tabla 2.11. Especificaciones técnicas del transistor 2N2222 [53].

Características	Descripción
Encapsulado	TO-92
Voltaje colector - emisor en saturación	0.3 [V]
Voltaje base - emisor en saturación	0.6 ~ 1.2 [V]
Ic en saturación	600 [mA]
Ib en saturación	50 [mA]

Como la corriente máxima a la que operan los láseres es 150 mA y el voltaje máximo de funcionamiento es 5 V, mediante la ecuación de Kirchhoff (2.15) al despejar la resistencia y calcular se tiene las resistencias R6 y R9 de 33 Ω de la ecuación (2.16), estas resistencias trabajan como limitadora de corriente para proteger los láseres en contra de sobre corrientes.

$$V = I \cdot R \quad (2.15)$$

despejando R y calculando

$$R_{6,9} = \frac{V}{I} = \frac{5 [V]}{0.15 [A]} \cong 33 [\Omega] \quad (2.16)$$

Las resistencias R7 y R8 tienen la función de garantizar que los transistores estén en corte al momento de energizar el sistema, debido a que no existe control por parte de la tarjeta de desarrollo en la inicialización en un intervalo de tiempo pequeño, por lo que se asume un valor de resistencia de 10 K Ω para que la corriente que suministre la tarjeta de desarrollo no sea muy alta.

En la ecuación (2.17) se calcula la potencia sobre las resistencias R6 y R9.

$$P_{6,9} = I_{laser}^2 * R_6 = 0.15^2 * 33 = 0.74 [W] \quad (2.17)$$

Para lo cual se eligen resistencias comercial de 33 Ω , 3/4 de Watt.

2.3.7 SENSORES

Los sensores son importantes para el monitoreo de la batería durante la carga y descargar sensando la corriente y el voltaje en la batería para poder visualizar el porcentaje de la misma en pantalla, a continuación se describe cada sensor utilizado en el prototipo.

2.3.7.1 Sensor de voltaje

El sensor de voltaje cumple la función de monitorear la carga y descarga de la batería para tener un conocimiento del porcentaje de batería, para lo cual es necesario medir el voltaje en la batería, se usa un circuito integrado LM358 en modo diferencial para proteger las entradas analógicas de la tarjeta de desarrollo ya que la impedancia de entrada de este integrado es alta lo que ayuda a limitar la corriente que ingresa a la tarjeta de desarrollo evitando daños en las entradas análogas.

Las especificaciones técnicas del circuito integrado LM358 se muestran en la Tabla 2.12. en donde, su principal característica es que integra en su estructura dos amplificadores operacionales necesitando únicamente una sola fuente de alimentación para funcionar.

Tabla 2.12. Especificaciones técnicas del circuito integrado LM358 [54].

Característica	Descripción
Voltaje de alimentación	3 ~ 32 [V]
Corriente de alimentación	0.7 [mA]
Voltaje de alimentación diferencial	± 1.5 ~ ±16 [V]
Voltaje de entrada	0.007 ~ 30 [V]
Temperatura máxima de operación	70 [°C]

La Figura 2.19.A. muestra el amplificador operacional conectado en modo diferencial en donde el voltaje de salida está dado por la ecuación (2.18).

$$V_{out} = \frac{R13}{R11} V_{in} \quad (2.18)$$

Para el censado de la batería no se necesita amplificar el voltaje ya que los rangos de voltaje son de 2.7 V a 4.2 V valores aceptables para ingresar a la tarjeta de desarrollo, por lo que se asume resistencias de 100 KΩ para R10, R11, R12 Y R13, son resistencias altas para limitar la corriente que ingrese al operacional.

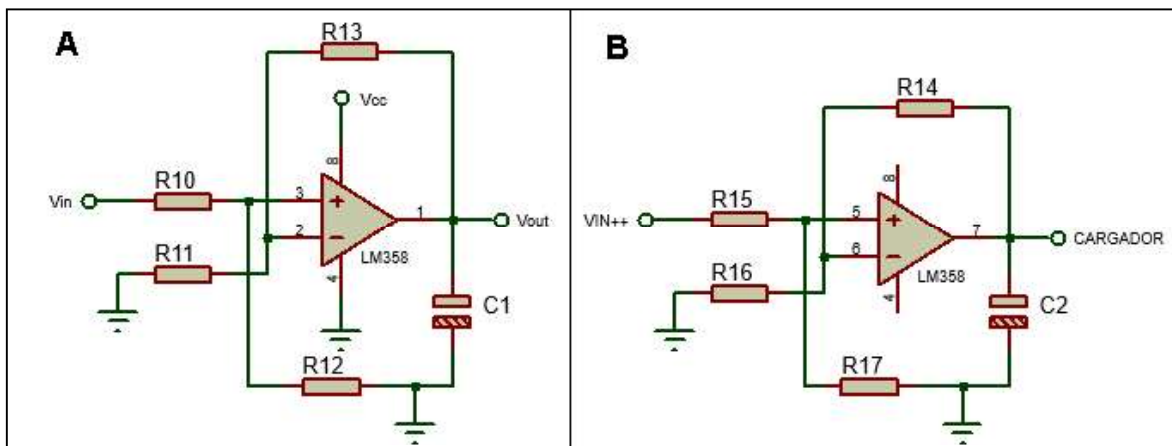


Figura 2.19. Amplificadores operacionales conectado en modo diferencial.

De la misma manera se usa el otro amplificador operacional del circuito integrado LM358 como se muestra en la Figura 2.19.B. para saber si está conectada una fuente externa (cargador), como la fuente externa utilizada es de celular cuyo voltaje de salida es 5 V, lo que se hace es darle una ganancia del 0.5, de manera que no exceda los 5 V que acepta la tarjeta de desarrollo. Se asume el valor de la resistencia R14 de 100 KΩ y con la

ecuación (2.18) se calcula el valor de la resistencia R16 que es de aproximadamente 220 [K Ω].

2.3.7.2 Sensor de corriente

El módulo ACS712 es un sensor de corriente de efecto Hall, en su diseño cuenta con el circuito integrado ACS712 como su nombre lo indica, las especificaciones técnicas se encuentran en la Tabla 2.13. este módulo entrega un voltaje directamente proporcional a la corriente que esta sensando, cuando la circulación de corriente es cero el voltaje que entrega a los terminales de salida es 2.5 V se envía la información al puerto AD al que está conectado el sensor para poder programar las alarmas visuales y textuales cuando la batería está completamente cargada o está a menos de 10 % de su capacidad total.

Tabla 2.13. Especificaciones técnicas del circuito integrado ACS712

Características	Descripción
Voltaje de alimentación	5 [V]
Corriente de sensado	± 5 [A], DC - AC
Resistencia del conductor interno	1.2 [m Ω]
Error a la salida	1.5 %
Ancho de banda	50 [Khz]
Sensibilidad	185 [mV/A]

2.3.8 TARJETA DE DESARROLLO

La tarjeta de desarrollo usada es el Arduino nano, la cual está basada en un controlador Atmel (ATMega328), este es el cerebro de todo el sistema cumpliendo las funciones de recibir y procesar las señales enviadas por los sensores para poder visualizar el porcentaje de batería y mensajes tanto visuales como de texto cuando la carga es completa o está a menos del 10 % para descargarse totalmente. También es el encargado de adquirir las señales de los pulsadores para poder acceder a los menús, subir o bajar la intensidad de la luz de los láseres, establecer los tiempos en que permanecerán prendidos cada laser. Toda la información es mostrada en una pantalla mediante comunicación I2C para fácil comprensión del usuario.

La tarjeta de desarrollo nombrada fue elegida después de hacer un análisis de recursos que se necesita para que el sistema electrónico funcione, en donde se tiene presente entradas y salidas tanto analógicas como digitales, protocolo de comunicación I2C, frecuencia de trabajo.

Tabla 2.14. Análisis de entradas y salidas del Arduino nano.

Características	Entrada		Salida	
	Analógica	Digital	Analógica	Digital
Sensor de cargador	1			
Sensor de voltaje	1			
Sensor de corriente	1			
PWM				2
Comunicación I2C		1		1
Pulsadores y led		5		1
Pines totales	3	6		4

Con el análisis de entradas y salida de la Tabla 2.14. se verifica que el Arduino nano cumple con los requerimientos solicitados. Las características técnicas del Arduino nano se encuentran en la Tabla 2.15.

Tabla 2.15. Especificaciones técnicas del Arduino nano [55].

Características	Descripción
Microcontrolador	ATMega328
Voltaje de operación	5 [V]
Voltaje de alimentación recomendado	7 - 12 [V]
I/O digitales	14 (6 son PWM)
Entradas analógicas	8
Memoria flash	32 [KB]
SRAM	2 [KB]
EEPROM	1 [KB]
Frecuencia de trabajo	16 [Mhz]
Corriente máxima en pines I/O	40 [mA]
Dimensiones	18.5 * 43 [mm]

El la Figura 2.20. se presenta la distribución de los pines del Arduino nano.

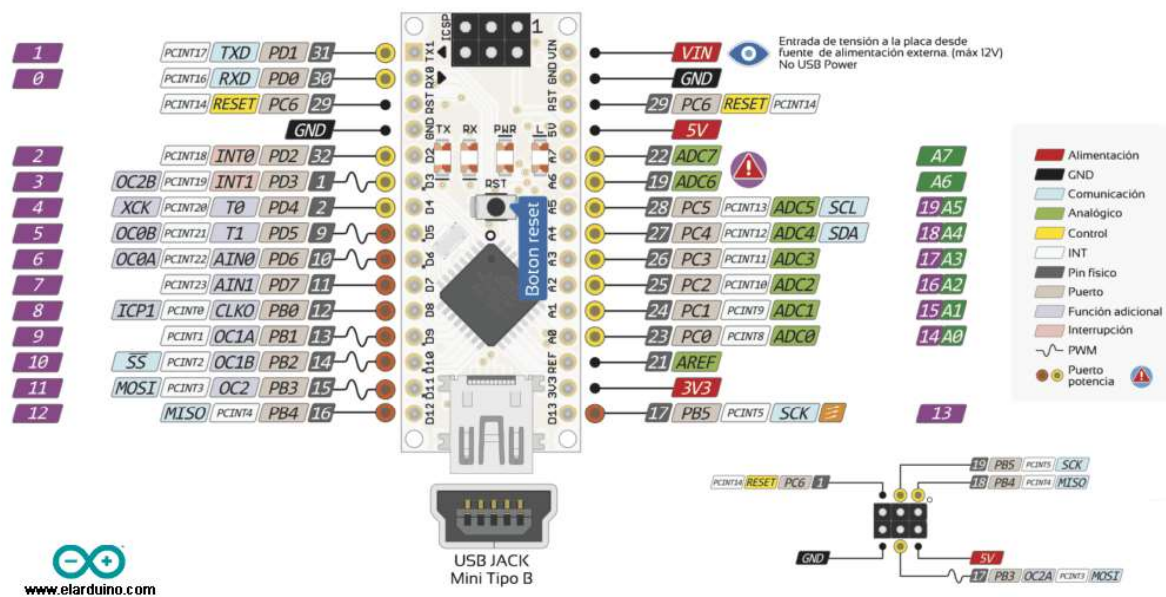


Figura 2.20. Distribución de pines del Arduino nano [55].

Como se había mencionado antes el Arduino nano incorpora el microcontrolador ATmega328 de bajo consumo a 8 bits basado en arquitectura RISC avanzada, ejecuta instrucciones complejas en un ciclo de reloj, lo que hace del Arduino nano una tarjeta de desarrollo de bajo consumo energético y de rápido procesamiento de instrucciones.

Otras características importantes del ATmega328 [56]:

- 32 Kbytes en el sistema de Flash programable con capacidad de lectura y escritura de 1 Kbytes en la EEPROM.
- 2 Kbytes en la SRAM.
- 32 pines de I/O para propósitos generales.
- 32 registros de propósito general.
- Contador en tiempo real.
- Tres temporizadores/contadores de 8 bits con prescalador independiente y en modo de comparación.
- Contador en tiempo real con oscilador independiente seis canales PWM.
- Dos seriales programables USARTs.
- Un byte orientado a la interfaz serial de 2 hilos.
- 8 canales ADC de 10 bits con opción de entrada diferencial con ganancia programable.
- Puerto serial SPI.
- 23 líneas de I/O programables.

2.3.9 PANTALLA OLED

Para la visualización se utiliza una pantalla OLED de 128x64 como se muestra en la Figura 2.21. la cual se comunica con la tarjeta de desarrollo mediante protocolo I2C, también se utiliza un LED rojo como alarma visual de batería baja.



Figura 2.21. Pantalla OLED.

Al encender el equipo se muestra el logotipo de la Escuela Politécnica Nacional durante tres segundos como se muestra en la Figura 2.22.



Figura 2.22. Pantalla de inicio.

Después de los tres segundos que se muestra la pantalla de inicio, aparece el menú principal como se muestra en la Figura 2.23., en el cual se puede seleccionar el tipo de láser con el pulsador tres. En la parte superior derecha se encuentra el porcentaje de batería.



Figura 2.23. Menú principal.

Al ingresar a cualquiera de los dos ítems con el pulsador cuatro se abre un submenú como se muestra en la Figura 2.24. el cual es el mismo para los dos casos.



Figura 2.24. Submenú de cada ítem.

En la Figura 2.24. se muestra la interfaz para modificar la dosificación al igual que el tiempo de aplicación para el láser seleccionado. En la parte superior derecha de la pantalla se encuentra en el porcentaje de batería. Al iniciar la activación del laser seleccionado pulsando el botón cuatro se muestra el tiempo de aplicación ingresado en otra interfaz como se muestra en la Figura 2.25., una vez finalizado el tiempo regresa a la interfaz de la Figura 2.24.



Figura 2.25. Interfaz de tiempo de aplicación.

Cuando el porcentaje de batería es menor al 10 % de su capacidad total se presenta la primera alarma visual de notificación mediante un LED rojo que se encuentra en el prototipo, el cual indica que se debe conectar el cargador pues la capacidad de la batería está a punto de agotarse, al obviar esta notificación se presenta otra notificación tipo mensaje en la pantalla como se muestra en la Figura 2.26., la cual bloquea el uso del prototipo hasta que se conecte el cargador.



Figura 2.26. Notificación de batería extremadamente baja.

Al estar conectado el cargador, en la parte superior derecha se muestra el símbolo de un enchufe como se observa en la Figura 2.27. Mientras se está cargando la batería se puede hacer uso del prototipo normalmente.



Figura 2.27. Indicador del cargador conectado.

2.4. DESARROLLO DEL SOFTWARE DE CONTROL

El desarrollo del software de control se lo realiza en lenguaje de programación de Arduino IDE, debido a que ofrece un entorno de programación amigable mediante uso de librerías que se encuentran en el paquete de instalación o que se las puede descargar de internet para luego ser compilada en la tarjeta de desarrollo.

En la Figura 2.28. se presenta el diagrama de entradas y salidas utilizado en la tarjeta de desarrollo, las cuales son programadas para recibir señales de voltaje generadas por los sensores, esta información es procesada y enviada mediante comunicación a dos hilos para ser visualizarla en forma de caracteres en pantalla y notificaciones visuales. La tarjeta de desarrollo envía señales de control que aumentan o disminuyen la intensidad de luz mediante pulsadores que se integran a las entradas digitales creando una interacción fácil y accesible para el usuario final, la disposición de los pulsadores se encuentran en la Figura 2.29.

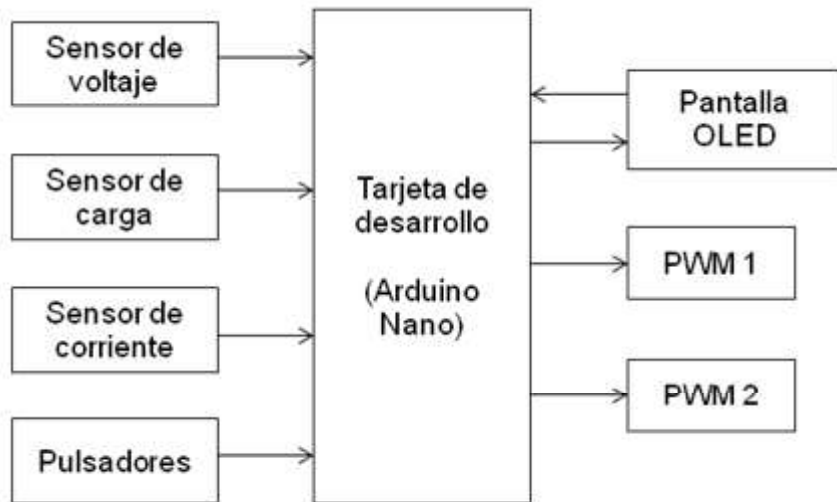


Figura 2.28. Diagrama de entradas y salidas de la tarjeta de desarrollo.

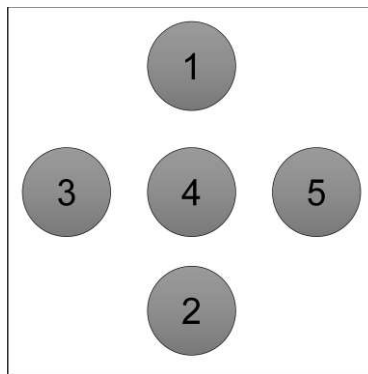


Figura 2.29. Disposición de los pulsadores.

En la Tabla 2.16. se describe la función de cada pulsador de la Figura 2.29. en el prototipo.

Tabla 2.16. Función de los pulsador.

Pulsador	Nombre	Función
1	Subir	- Aumenta la intensidad de luz de cada láser. - Aumenta el tiempo de encendido del láser.
2	Bajar	- Disminuye la intensidad de luz de cada láser. - Disminuye el tiempo de encendido del láser.
3	Seleccionar	Permite deslizar el cursor para ingresar al submenú de cada menú.
4	Aceptar	Permite acceder al submenú seleccionado.
5	Regresar	Permite regresar al menú anterior.

El sistema se enciende al presionar el interruptor ubicado en la parte inferior del prototipo como se muestra en la Figura 2.30. la función del interruptor es cortar el paso de corriente al convertidor DC/DC y por ende a cada elemento conectado al bus DC.



Figura 2.30. Interruptor de encendido/apagado del prototipo.

En el lazo principal se declaran todas las variables y subrutinas a ser usadas, se realiza la configuración de los puertos de entrada / salida, se configura e inicia la conversión A/D, se inicializa el Timer1 a una frecuencia de 3 KHz y se configura la comunicación a dos hilos mediante protocolo I2C para enviar datos a la pantalla OLED. La activación del Timer 1 se lo hace configurando los registros del OCR1A y OCR1B para tener dos señales modulares que controlaran los drivers de cada láser, como la irradiación depende de la irradiancia aplicada y del tiempo, se hace es un contador de tiempo a un segundo, de esta manera se ingresa el tiempo mediante registros, una vez finalizado el tiempo de aplicación, las variables de tiempo desactivan el Timer 1 para evitar que la luz láser se active cuando no se configura el tiempo de aplicación primero.

Para la navegación entre menús y submenús en pantalla, se realiza una subrutina en donde se guarda la posición en el eje Y de un string (">"), la posición es guardada en una variable "i", la cual inicializa en 26 y cada vez que se presiona el botón tres (ver Figura 2.26.) se va sumando 24, al pasarse de 60 la variable vuelve a su condición inicial. De la misma forma se otra realiza subrutina en donde la variable "j" guarda la posición en el eje Y del mismo string pero en otra pantalla, con la diferencia de que al pulsar el botón tres este va sumar 15 a su valor inicial. Para navegar entre pantallas se crean 5 subrutinas en donde cada subrutina es activada mediante la variable "page" la cual se inicializa en uno y al pulsar el botón 4 se suma uno al valor inicial, para regresar entre pantallas se pulsa el botón 5 la cual resta uno a la variable page regresando así a la pantalla anterior.

El programa de control se encuentra representado en el diagrama de flujo de la Figura 2.31., Figura 2.32. y Figura 2.33.

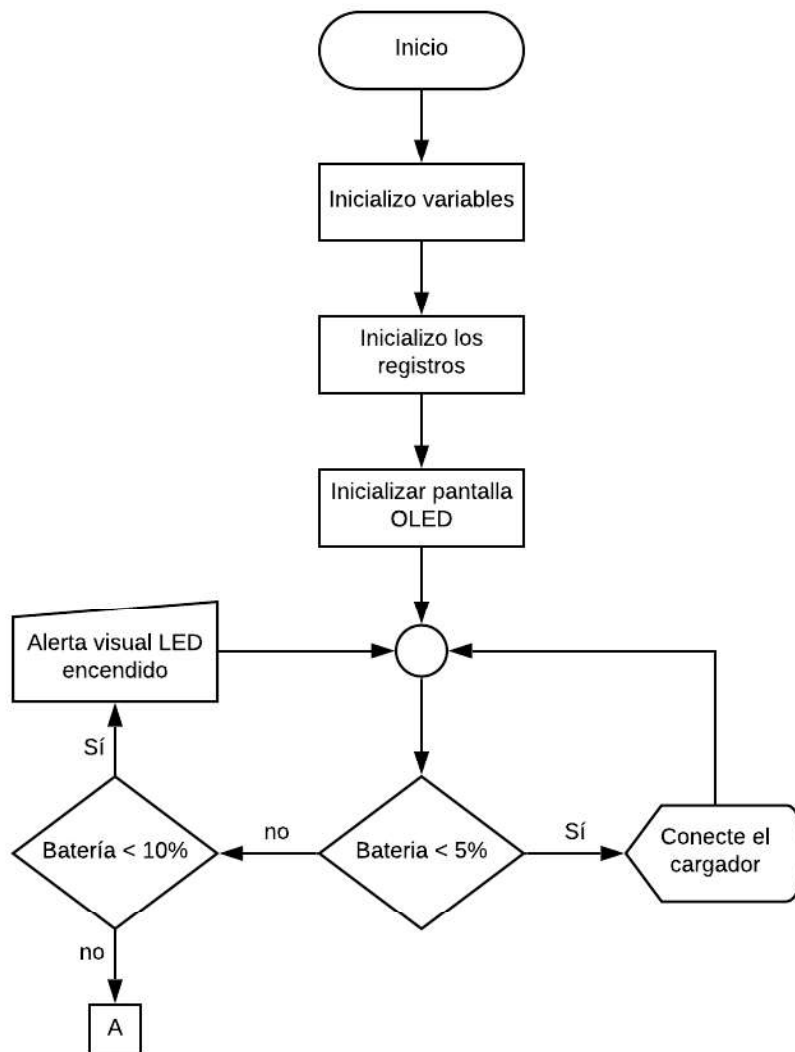


Figura 2.31. Diagrama de flujo general (parte uno).

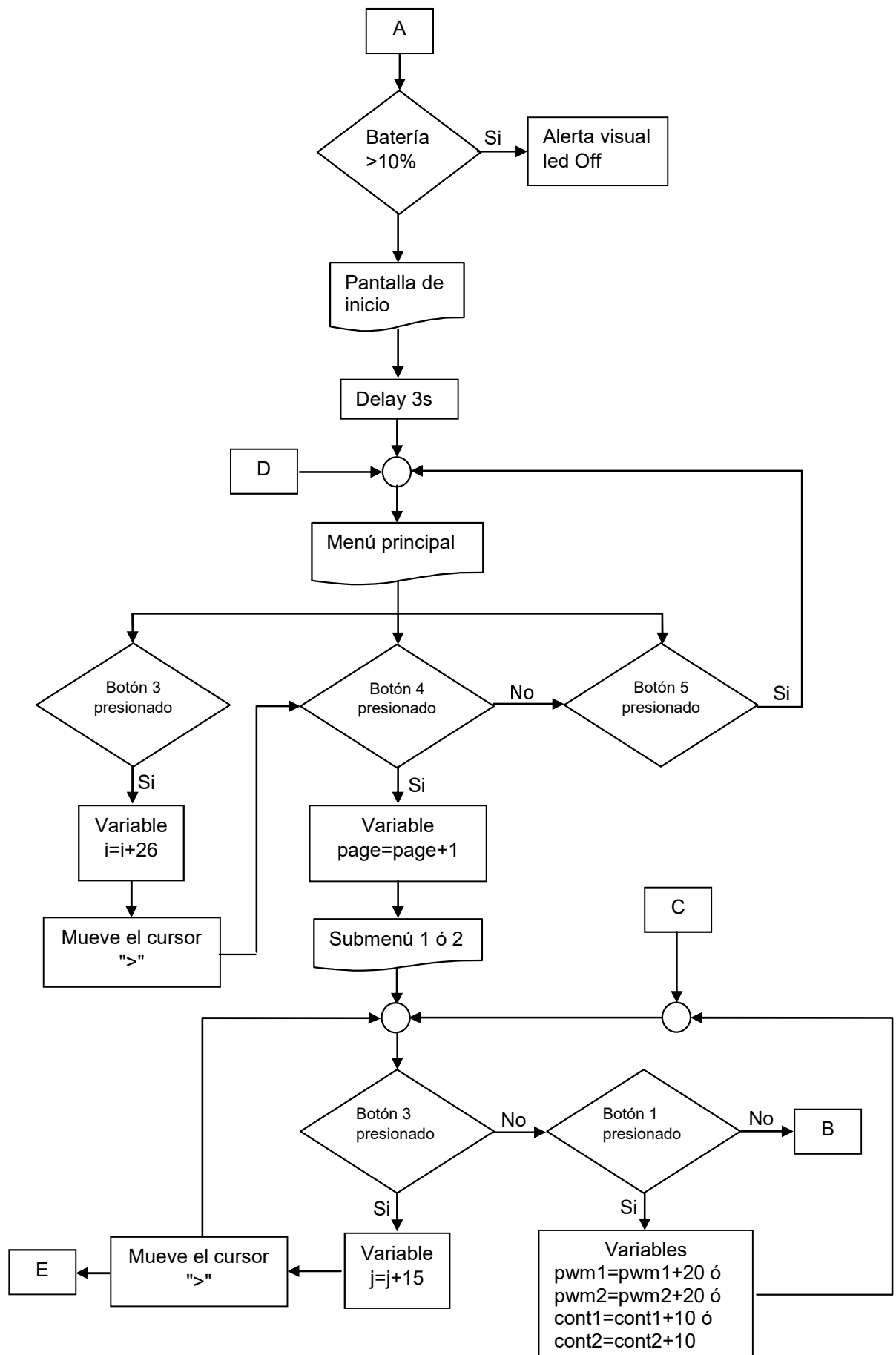


Figura 2.32. Diagrama de flujo general (parte dos).

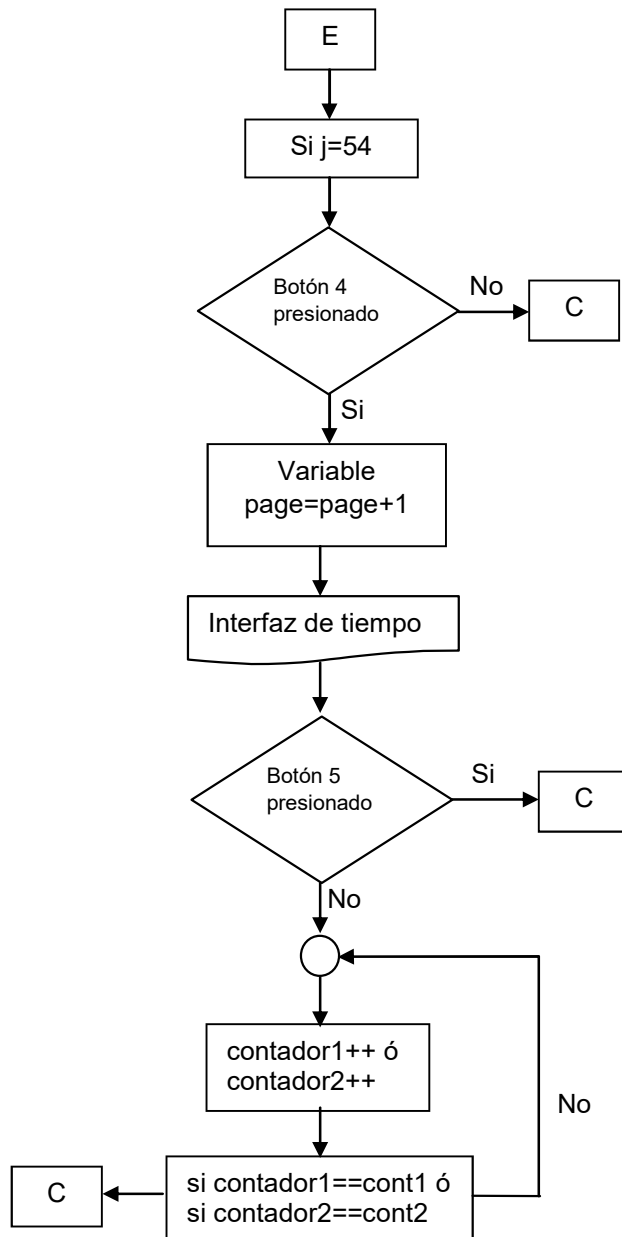
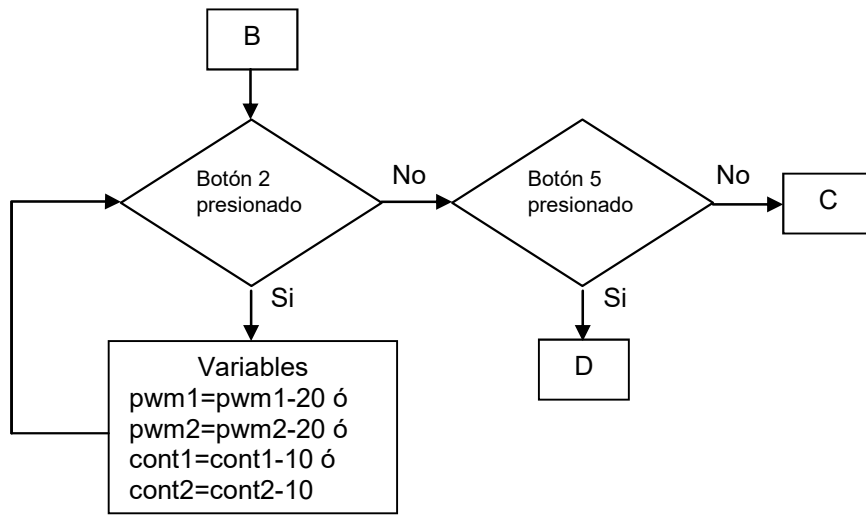


Figura 2.33. Diagrama de flujo general (parte tres).

En el monitoreo de la batería los sensores son los encargados de medir el porcentaje de batería, si se conecta el cargador o si está cargado completamente, cuidando siempre que no se pase de los límites de carga (4.2 V) y de descarga (2.8 V), en la Figura 2.34. se presenta el diagrama de flujo de carga y descarga de la batería.

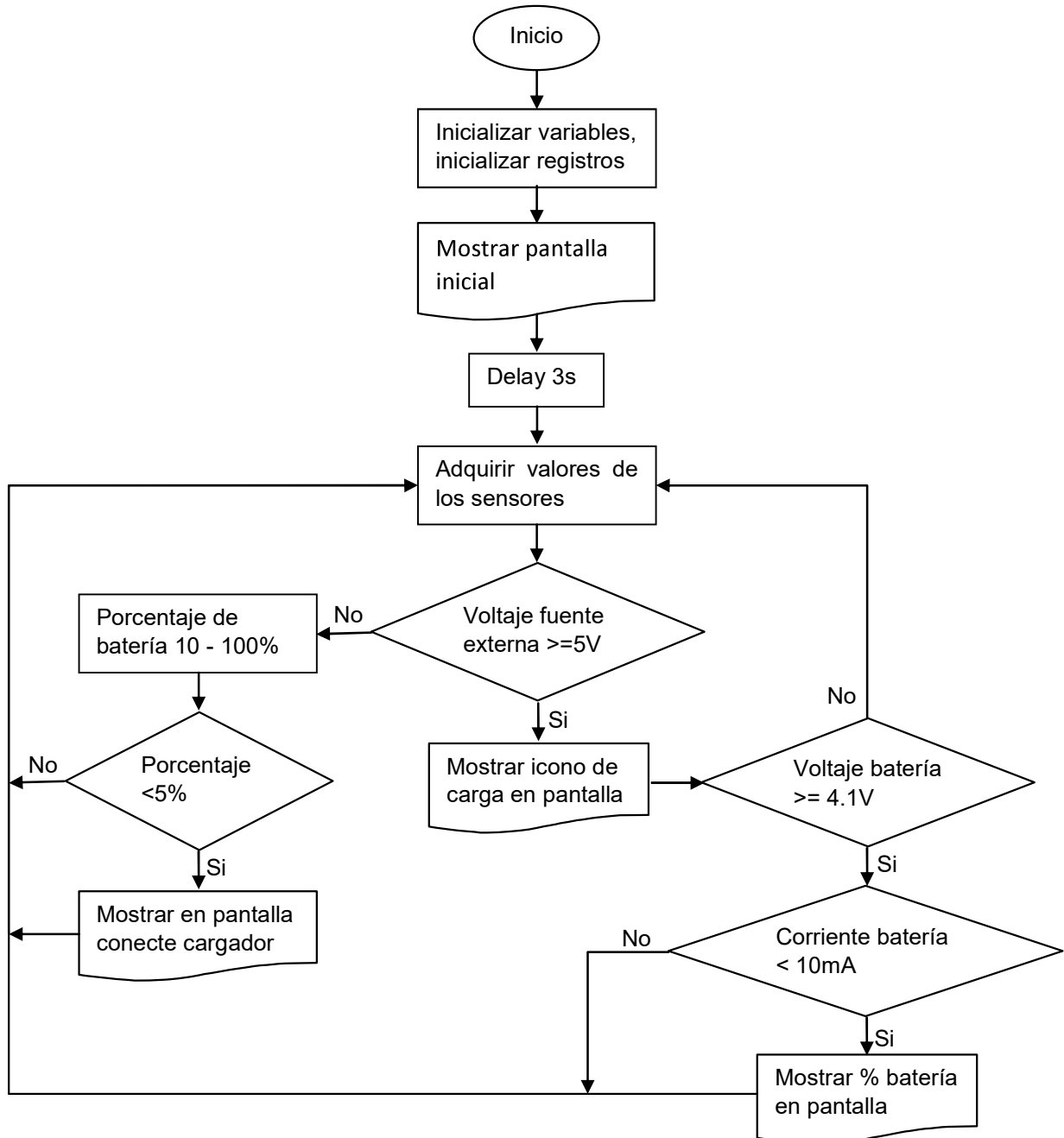


Figura 2.34. Diagrama de flujo para monitoreo de la batería.

2.5. HARDWARE DEL SISTEMA ELECTRÓNICO

El diseño del sistema electrónico se lo hace en Proteus, el cual es un software conformado por dos aplicaciones Isis y Ares, los cuales permiten de manera interactiva la simulación de circuitos electrónicos y diseño de pistas PCB, en su paquete de instalación se encuentran librerías de componentes electrónicos pasivos o activos de todos los fabricantes que existen en el mercado de los circuitos integrados, también permite cargar a los microcontroladores presentes en sus librerías con los programas previamente realizados en los ensambladores y compiladores según sea el lenguaje de programación elegido[57].

En la Figura 2.35. se muestra todos los elementos utilizados en la implementación del circuito electrónico como: modulo de carga, conversor DC/DC, regulador de voltaje, sensor de corriente y voltaje, transistores, resistencias, capacitores y tarjeta de desarrollo.

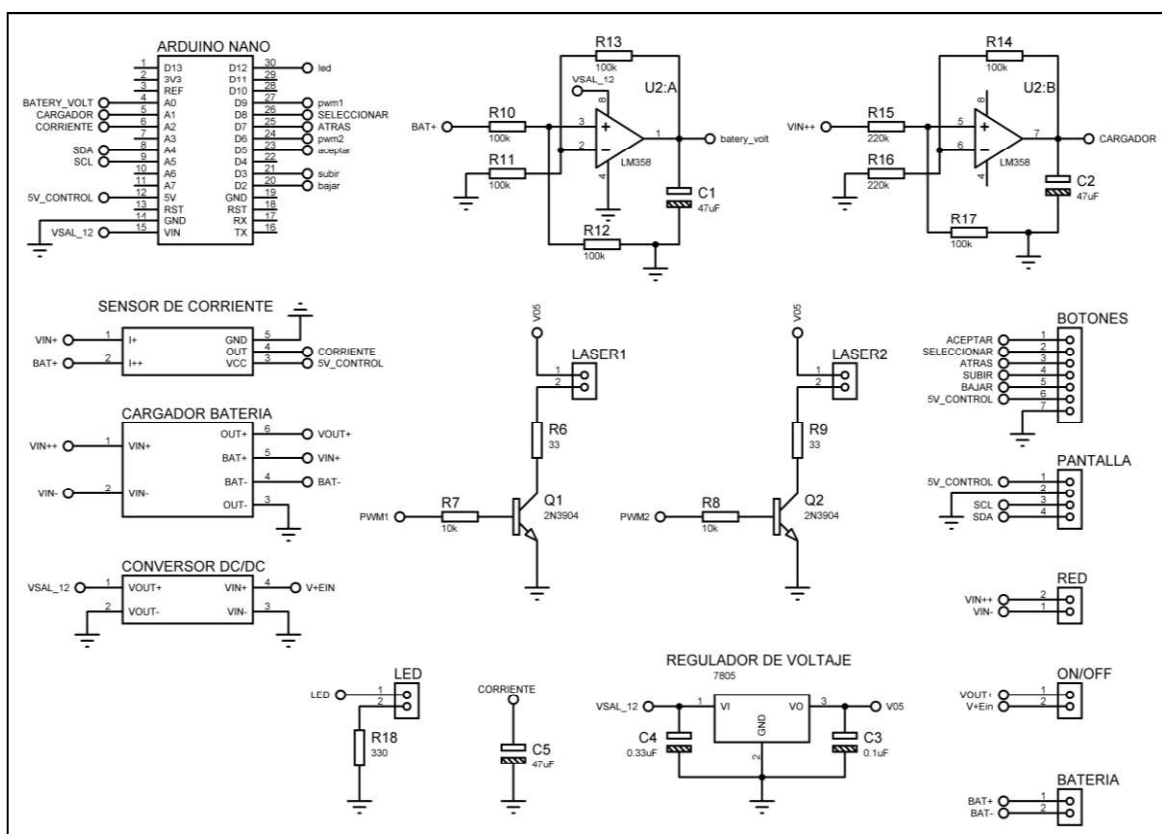


Figura 2.35. Diagrama del circuito electrónico.

Como el prototipo necesita ser compacto y portátil la placa PCB se la realiza a doble lado para de esta manera reducir su tamaño y aprovechar mejor el espacio, en un lado se colocan todos los módulos, en el otro la tarjeta de desarrollo y demás elementos e

integrados como se ve en la Figura 2.36. con dimensiones de 40 mm x 82.5 mm, por seguridad se usa conectores tipo Molex para las conexiones.

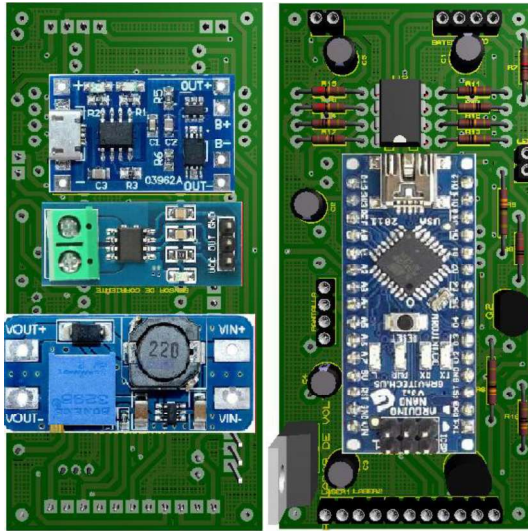


Figura 2.36. PCB 3D del circuito electrónico.

Para la parte de los botones que se integran al prototipo se realizo otra PCB de 32.5 mm x 30 mm para poder acoplarle a la carcasa. La PCB de los botones se muestra en la Figura 2.37.

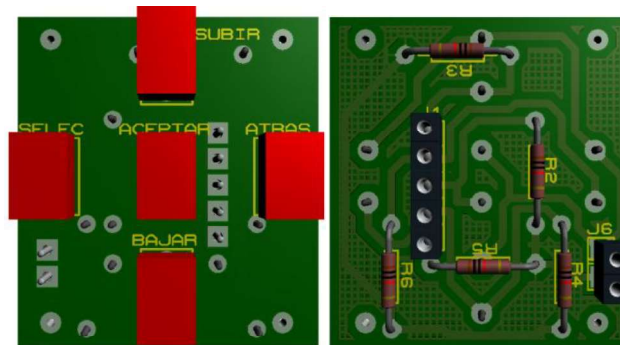


Figura 2.37. PCB 3D de los botones.

Se usa el módulo del conector micro USB hembra para poder conectar el cargador de celular al modulo de carga, el modulo micro USB se muestra en la Figura 2.38.

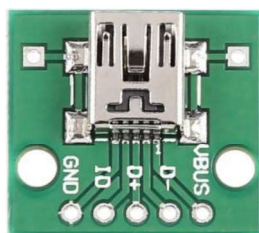


Figura 2.38. Módulo micro USB.

2.6. SISTEMA MECÁNICO

La función del sistema mecánico es albergar la placa PCB y los componentes ópticos, además de acoplar la fibra al sistema óptico, el diseño mecánico se lo realiza en el software de ingeniería y modelado SolidWorks muy usado a nivel mundial en industrias manufactureras, automotrices y robótica.

SolidWorks presenta una interfaz amigable y entendible donde las piezas se crean a partir de los dibujos o ensamblajes, además se puede importar la placa PCB simulada en Proteus para verificar que las dimensiones son las correctas para el prototipo, el sistema mecánico consta de tres partes como se muestra en la Figura 2.39.

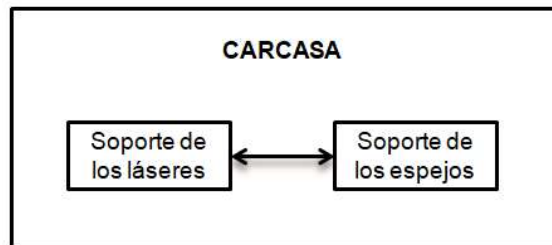


Figura 2.39. Diagrama general del sistema mecánico.

2.4.1 SOPORTE DE LOS LÁSERES

El soporte de los láseres se los realiza con el fin de mantenerlos fijos dentro de la carcasa a una distancia mínima de separación a los espejos, la pieza 3D se muestra en la Figura 2.40.

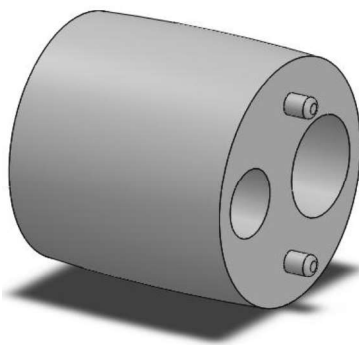


Figura 2.40. Pieza 3D del soporte de los láseres.

2.4.2 SOPORTE DE LOS ESPEJOS

El soporte de los espejos se lo realiza para mantenerlo fijos y a una distancia de los láseres pero lo más importante es para que se puedan instalar a 45° con respecto al haz de luz que incide. En la Figura 2.41. se muestra la pieza 3D.

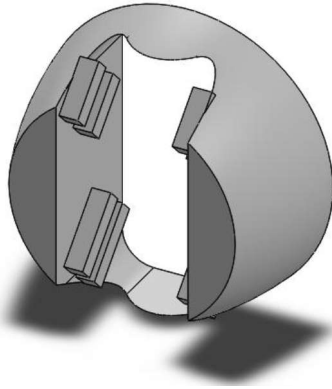


Figura 2.41. Pieza 3D del soporte de los espejos.

2.4.3 CARCASA

La carcasa o soporte principal tiene como objetivo brindar protección a los elementos ópticos, eléctricos y mecánicos. La carcasa se divide en parte superior e inferior.

La parte superior se muestra en la Figura 2.42. en donde se tiene cinco orificios para los pulsadores o botones, un orificio para el LED de notificaciones y la apertura para la pantalla OLED.

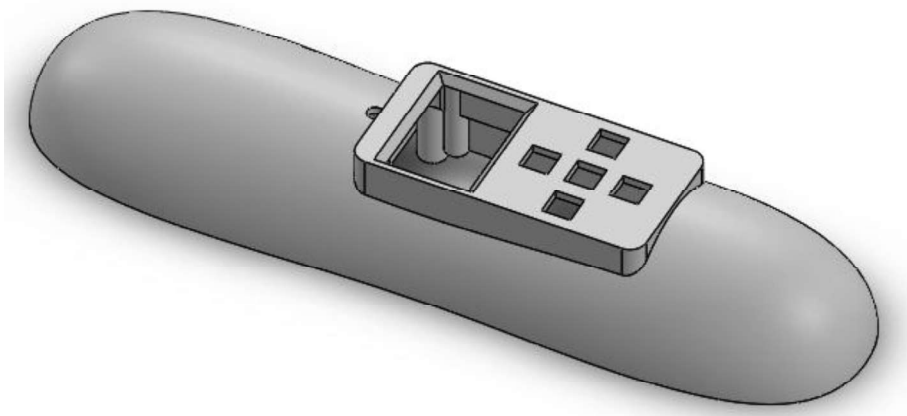


Figura 2.42. Pieza 3D de la carcasa superior.

La parte inferior se muestra en la Figura 2.43. la cual tiene un compartimiento rectangular para la batería, otro para el módulo mini USB, tiene una apertura en la parte trasera para conectar el cable del cargador al módulo mini USB, cuenta con un orificio para el interruptor de encendido/apagado y otro para sujetar la fibra óptica en la parte delantera.

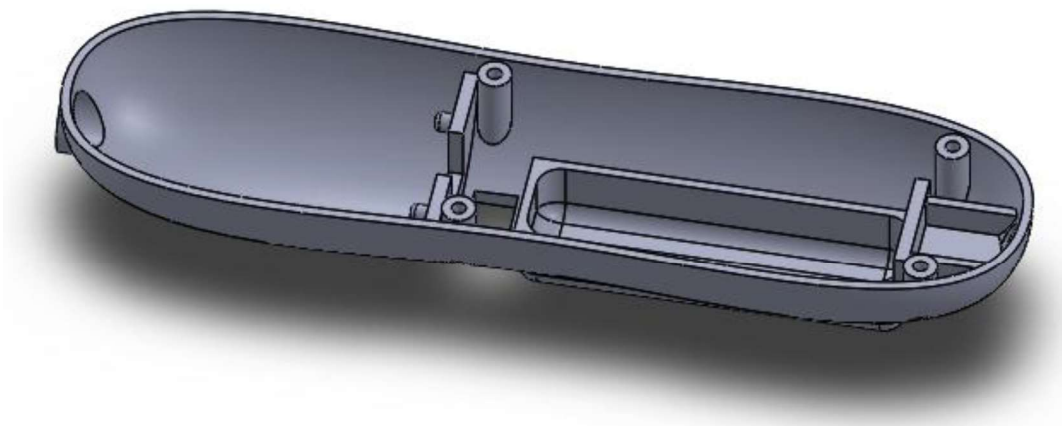


Figura 2.43. Pieza 3D de la carcasa inferior.

Para unir la carcasa superior con la inferior se usan cuatro tornillos, en la Figura 2.44. se muestra la carcasa completa.

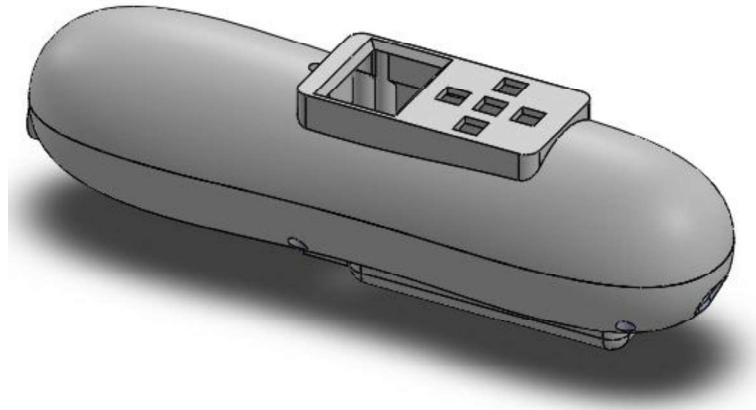


Figura 2.44. Carcasa completa en 3D.

La disposición de los elementos en la carcasa principal se muestra en la Figura 2.45 y en la Figura 2.46. se muestra cada elemento que contiene en su interior.

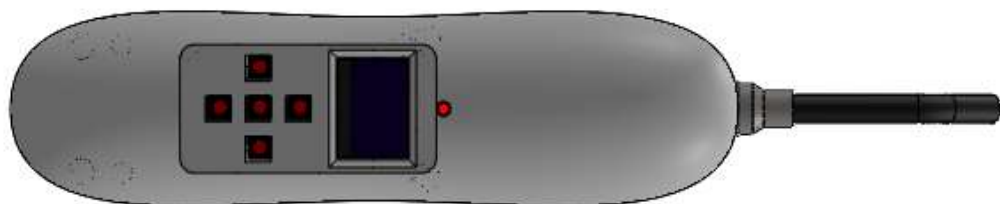


Figura 2.45. Prototipo ensamblado en 3D.

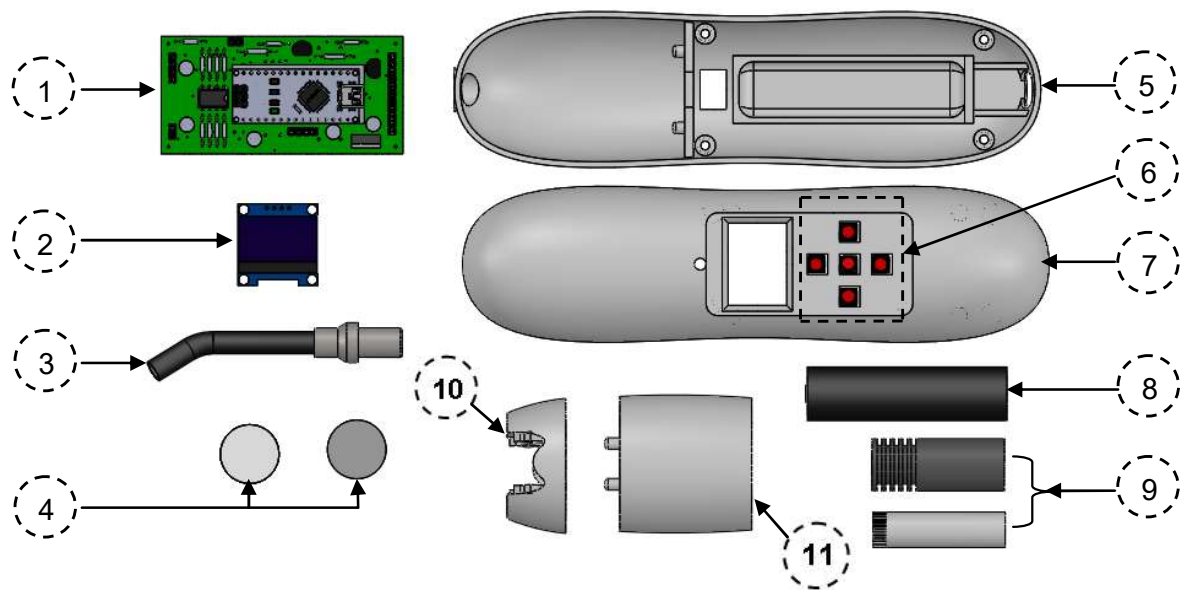


Figura 2.46. Elementos que contiene la carcasa.

La Tabla 2.17. describe cada elemento que contiene la carcasa, una vez ensamblada se tiene el prototipo como se muestra en la Figura 2.45.

Tabla 2.17. Elementos que constituyen el prototipo.

Número	Nombre	Función
1	Placa PCB	Encargada de suministrar la potencia necesaria al sistema
2	Pantalla OLED	Interfaz de visualización para el usuario
3	Fibra óptica	Lleva la luz concentrada de cada laser a la zona a irradiar
4	Espejos	Dirigir la luz a que se concentre en un solo punto
5	Carcasa inferior	Da soporte a la batería, al conector mini USB e interruptor
6	Botones	Permiten interactuar prototipo - usuario
7	Carcasa superior	Da soporte a la pantalla, botones, LED y placa
8	Batería Li-ion	Suministrar la potencia necesaria a la placa PCB
9	Láseres	Generan la luz para la aplicación fotodinámica
10	Soporte espejos	Mantiene fijos a los espejos a 45°
11	Soporte láseres	Mantiene fijos los láseres

La implementación de las piezas diseñadas se las hace mediante impresión 3D, el material que se utiliza es el plástico PLA de color negro.

2.4.4 ANÁLISIS TÉRMICO

Los láseres de baja potencia traen en su estructura acoplado disipadores de aleación de aluminio para poder disipar el exceso de calor, ya que la temperatura de los láseres

cuando se activan no deben superar los 60 °C, caso contrario afectara en su vida útil y funcionamiento. Para realizar las pruebas térmicas se lo hace con la potencia máxima de cada láser que es de 100 mW.

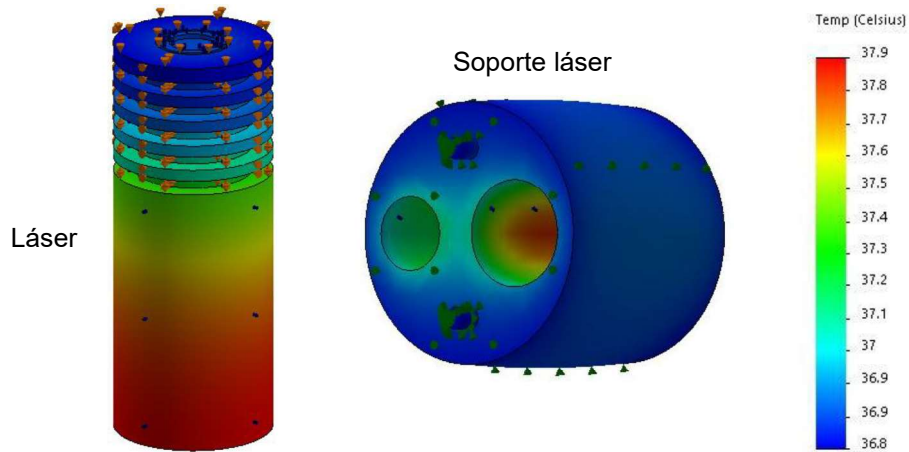


Figura 2.47. Análisis térmico del disipador de calor de los láseres.

El soporte láser al estar hecho de plástico (PLA), se realizan la pruebas térmicas para verificar si se produce pandeo ante la disipación de calor de cada láser, como se puede apreciar en la Figura 2.47. en donde la temperatura máxima que se genera por cada láser es de 37.9 °C, esta temperatura al estar en contacto con el soporte láser no lo afecta ya que la temperatura mínima que se necesita para ser endeble y comenzar a pandearse es de 80 °C.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección se presenta los resultados obtenidos en la calibración y verificación del funcionamiento del sistema bifrecuencial, el esquema general se presenta en la Figura 3.1. El prototipo está compuesto por partes electrónicas, ópticas y mecánicas, diseñado de manera que sea portátil y de fácil maniobrabilidad que podría ser usado en el tratamiento no invasivo de enfermedades bucales como herpes simple y aftas bucales.



Figura 3.1. Sistema bifrecuencial.

Las pruebas técnicas y verificación del funcionamiento del prototipo se presentan a continuación.

3.1. ESQUEMA GENERAL DEL PROTOTIPO

El prototipo está conformado por: el sistema óptico, electrónico y mecánico, estos sistemas se unen y forman un sistema electro-óptico, el cual puede ser usado como tratamiento alternativo en enfermedades que se presentan en la boca.

En la Figura 3.2. se presenta la estructura interna del prototipo mostrando todos los componentes ópticos y electrónicos, los cuales están montados sobre soportes mecánicos fabricados en PLA (ácido poliláctico).

El soporte óptico fija a cada uno de los elementos usados para el direccionamiento de la luz, tales como: láser rojo, láser infrarrojo, lentes, espejo y espejo dicróico. En la carcasa del prototipo (parte inferior) tiene una apertura en donde se acopla la fibra óptica, la cual se ajusta mediante presión para poder extraerla fácilmente en caso de que se necesite reemplazarla.

El sistema electrónico consta de una placa PCB en donde se fijan todos los elementos electrónicos necesarios para el funcionamiento del prototipo, presenta: una pantalla OLED, pulsadores (botones), un LED de notificación y un interruptor en la parte inferior para prender o apagar el equipo.

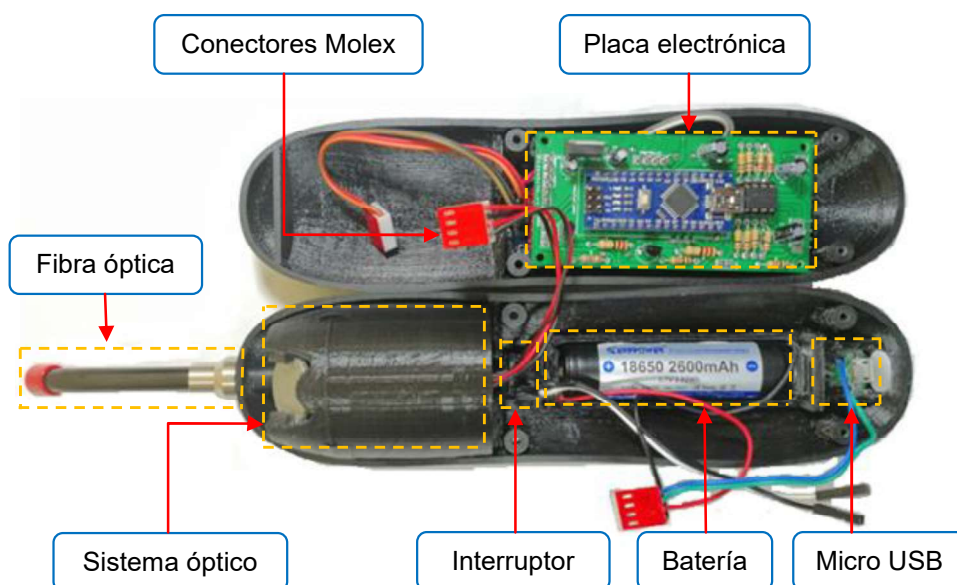


Figura 3.2. Estructura interna del prototipo.

En la parte superior del prototipo se encuentra la pantalla OLED, botones y el LED de notificación, ubicados de la mejor manera para una buena interacción con el usuario final, como se muestra en la Figura 3.3.



Figura 3.3. Vista superior del prototipo.

El interruptor que prende o apaga el equipo está ubicado en la parte inferior del prototipo como se muestra en la Figura 3.4.

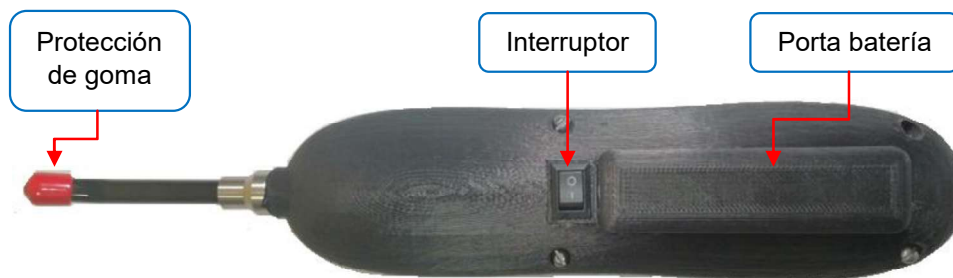


Figura 3.4. Vista inferior del prototipo.

En la parte trasera del prototipo se encuentra el puerto micro USB para conectar el cargador de la batería como se muestra en la Figura 3.5.



Figura 3.5. Vista posterior del prototipo.

3.2. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO GENERAL

En esta sección se presentan los resultados del desempeño de cada sistema que conforman al prototipo, para la verificación del funcionamiento del equipo bifrecuencial se comprueba que cada parte funcionen correctamente a los niveles de voltaje y corriente necesarios para su óptimo desempeño.

3.2.1 PRUEBAS DEL SISTEMA ELECTRÓNICO

En las pruebas del sistema electrónico se comprueba el óptimo funcionamiento de cada elemento electrónico y se presentan los resultados más relevantes.

3.2.1.1 Funcionamiento del sistema electrónico

El equipo se enciende mediante el interruptor que se encuentra en la parte inferior del prototipo como se observa en la Figura 3.4., después de 3 segundos de presionar el interruptor aparece la pantalla de inicio como se muestra en la Figura 3.6., posteriormente después de un tiempo aparece el menú principal de la Figura 3.7., en la cual se puede seleccionar con que láser se va a trabajar mediante el botón 3.



Figura 3.6. Pantalla de inicio.

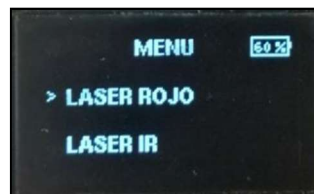


Figura 3.7. Menú principal.

Una vez seleccionado el láser se ingresa a la interfaz pulsando el botón 4, apareciendo un sub-menú, el cual dependiendo de la posición del string (>) que cambia al pulsar el botón 3 se puede aumentar (botón 1) o disminuir (botón 2) la potencia del láser y el tiempo de aplicación, como se muestra en la Figura 3.8., el sub-menú es el mismo para los dos láseres.

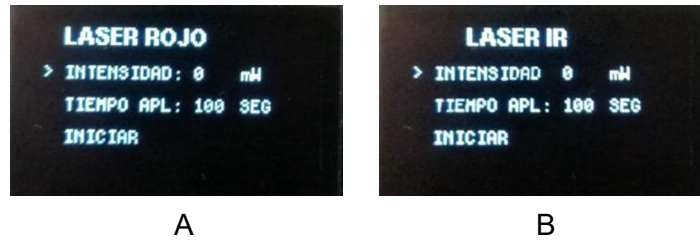


Figura 3.8. Sub-menú: A) Láser rojo, B) Láser infrarrojo.

Una vez establecidos la potencia y el tiempo de aplicación, se posiciona el string (>) mediante el botón 3 en iniciar y se presiona el botón 4 para comenzar el tratamiento, inmediatamente después de presionar el botón 4 se muestra en pantalla el tiempo de aplicación (ver Figura 3.9.) el cual es un contador progresivo a un segundo, una vez que se ha culminado el tiempo establecido se apaga el láser y regresa al sub-menú de la Figura 3.8. para una nueva aplicación.



Figura 3.9. Tiempo de aplicación.

En pantalla se muestra el porcentaje de batería en la parte superior derecha (ver Figura 3.7.), el prototipo cuenta con una notificación visual (LED rojo) que alertar al usuario cuando la batería está a menos del 10 % de su capacidad, si el usuario no hace caso de esta señal se presenta una notificación textual en pantalla cuando la batería está a menos del 5 % de su capacidad evitando acceder a las funciones del equipo si no se conecta el cargador (ver Figura 3.10.), estas alarmas son para protección al equipo ya que al estar funcionando la batería a capacidades bajas no podría alcanzar el tiempo de aplicación y se apagaría.



Figura 3.10. Alarma visual y textual.

Al momento de conectar el cargador se muestra un símbolo de carga reemplazando el porcentaje de batería como se muestra en la Figura 3.11.

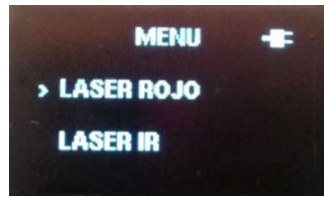


Figura 3.11. Símbolo de cargador conectado.

Cuando la batería a recuperado el 100 % de su capacidad se enciende el LED (rojo) en la parte superior como forma de notificación y si el cargador aun no ha sido desconectado sigue apareciendo el símbolo en pantalla como se muestra en la Figura 3.13.



Figura 3.13. Batería cargada.

3.2.1.2 Autonomía del equipo

La autonomía del prototipo se la calcula midiendo la corriente de consumo al estar siendo usado el láser a diferentes intensidades para lo cual se utiliza un multímetro Proskit MT-1270, las mediciones tomadas se encuentran en la Tabla 3.1., la Figura 3.14. muestra la medición tomada al estar operativo el láser rojo a la máxima intensidad.



Figura 3.14. Corriente máxima de consumo.

Teniendo en cuenta la capacidad de la batería KeepPower de 2600 mAh, se tiene un tiempo aproximado de autonomía del prototipo que se la calcula mediante la ecuación 3.1, los resultados se encuentran en la Tabla 3.1.

$$t = \frac{2600 [mAh]}{I} \quad (3.1)$$

Donde t es el tiempo de autonomía en horas e I es la corriente de consumo expresada en mili-amperios.

Tabla 3.1. Lecturas tomadas a diferentes intensidades.

Láser rojo			Láser infrarrojo		
Nivel	Corriente	Tiempo de autonomía	Nivel	Corriente	Tiempo de autonomía
0 %	150 mA	17.33 horas	0 %	150 mA	17.33 horas
20 %	250 mA	10.42 horas	20 %	190 mA	13.68 horas
40 %	350 mA	7.42 horas	40 %	270 mA	9.62 horas
60 %	470 mA	5.53 horas	60 %	350 mA	7.42 horas
80 %	560 mA	4.64 horas	80 %	430 mA	6.05 horas
100 %	600 mA	4.33 horas	100 %	480 mA	5.41 horas

Al ser un sistema bifrecuencial se debe tener en cuenta que se enciende un láser a la vez dependiendo del tipo de problema a tratar, entonces de la Tabla 3.1. se tiene dos tiempos de autonomía, uno de 4.33 horas si únicamente se le tiene funcionando al láser rojo a su máxima intensidad y otros de 5.41 horas si únicamente funciona el láser infrarrojo a su máxima intensidad, estos dos tiempos son suficientes para el tratamiento fotodinámico ya que los tiempos de aplicación no van más allá de los dos minutos.

3.2.2 PRUEBAS DEL SISTEMA ÓPTICO

Las pruebas que se realizan en esta sección son de la irradiancia, densidad de energía y el espectro de emisión del haz de luz saliente del sistema óptico.

3.2.2.1 Pruebas de irradiancia

Las pruebas de irradiancia se las realiza de acuerdo a la Norma InMetro 8381 [58], con la ayuda de un radiómetro DeltaOhm HD 2102.2, el cual es un instrumento portátil con visualización LCD que mide la irradiancia en las regiones espectrales VIS-NIR, UVA, UVB y UVC. Para la medición de la irradiancia cuenta con una sonda la cual una vez conectada es reconocida automáticamente por el equipo, este instrumento tiene una función adicional que es la integral en el tiempo, es decir calcula la densidad de energía

(irradiación). Los datos son almacenados en la memoria interna del equipo los cuales se pueden transmitir directamente en tiempo real a una PC conectado al instrumento mediante un puerto USB 2.0 [6]. En la Figura 3.15. se muestra la sonda LP 471 RAD conectada al radiómetro tomando muestras de la irradiancia y densidad de energía del láser rojo.



Figura 3.15. Pruebas de irradiancia e irradiación.

Se realizaron cinco pruebas, a diferentes niveles de potencia con una separación de 5 mm a la sonda a un tiempo máximo de 3 minutos por aplicación, el área irradiada tiene un diámetro de 8 mm. Los resultados se encuentran en la Tabla 3.2., con la ecuación 3.2 se calcula la energía en cada prueba.

$$E = P \cdot t \quad (3.2)$$

Donde E es la energía, P es la potencia aplicada en Watt y t es el tiempo de aplicación expresado en segundos.

Tabla 3.2. Datos de irradiancia e irradiación del láser rojo.

Nivel [mW]	Irradiancia [mW/cm ²]	Tiempo [min]	Energía [J]	Irradiación [J/cm ²]
20	4.6	3	3.6	0.81
40	9.5	3	7.2	1.22
60	14.8	3	10.8	2.52
80	20	3	14.4	3.52
100	25.5	3	18	4.11

De la misma manera se realizo las pruebas para el láser infrarrojo, los datos tomados se encuentran en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3. Datos de irradiancia e irradiación del láser infrarrojo.

Nivel [mW]	Irradiancia [mW/cm ²]	Tiempo [min]	Energía [J]	Irradiación [J/cm ²]
20	1	3	3.6	0.11
40	3	3	7.2	0.42
60	7.2	3	10.8	1.13
80	12	3	14.4	1.83
100	15	3	18	2.36

Los resultados obtenidos en la Tabla 3.2. y Tabla 3.3. se los comparan con estudios similares publicados en revistas medicas de equipos usados en el tratamiento con luz para enfermedades de la boca, cuyos datos que se presentan en [9], [59]. En [9] se encuentra un protocolo medico brasileño el cual es usado en el tratamiento fotodinámico de un equipo comercial que usa dos longitudes de onda denominado "Láser Duo", el cual aplica dosis similares al de la Tabla 3.4. dependiendo de la enfermedad a tratar.

Tabla 3.4. Plan dosificado de aplicación de energía [59].

Efecto terapéutico deseado	Dosis recomendada [J/cm ²]
Analgésico - Dolor muscular - Dolor articular	2 - 4
	4 - 8
Antiinflamatorio - Agudas - Crónicas	4 - 6
	4 - 8
Reparación tisular	8 - 12

De la Tabla 3.4. se concluye que con el prototipo realizado se puede tener las dosificaciones recomendadas al aumentar el tiempo de aplicacion de 3 a 4 minutos.

3.2.2.2 Pruebas espectrales

Las pruebas espectrales se las realiza basado en la Norma InMetro 8164 [60], y utilizando el espectrómetro FLAME-S-VIS-NIR-ES de Ocean Optics, al cual tiene como

aditamento una fibra óptica que facilita el direccionamiento de la luz hacia el sensor, proporcionando los datos adecuados del espectro de emisión. El espectrómetro se conecta a la computadora mediante comunicación serial como se muestra en la Figura 3.16. para mostrar el espectro de emisión en la pantalla.

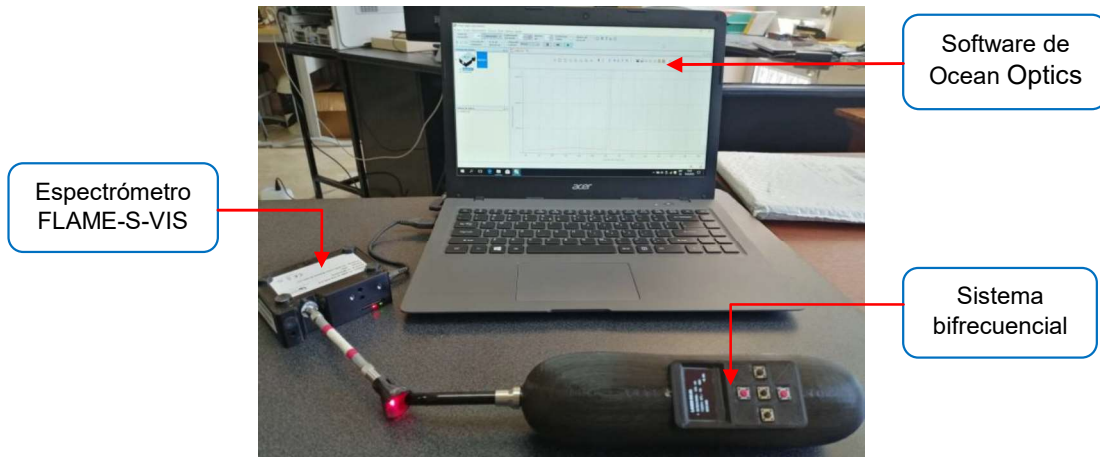


Figura 3.16. Adquisición de los espectros de emisión.

En el capítulo 2 ya se hizo esta prueba pero directamente con la luz generada por cada láser, esta prueba es diferente ya que ahora cuenta con los elementos ópticos como lentes, espejo, espejo dicróico y fibra óptica los cuales interfieren en la medida distorsionando el espectro de emisión y la dispersión de la luz. Los resultados se presentan en las Figura 3.17. y Figura 3.18. los cuales corresponden al espectro de emisión de la luz rojo e infrarrojo respectivamente.

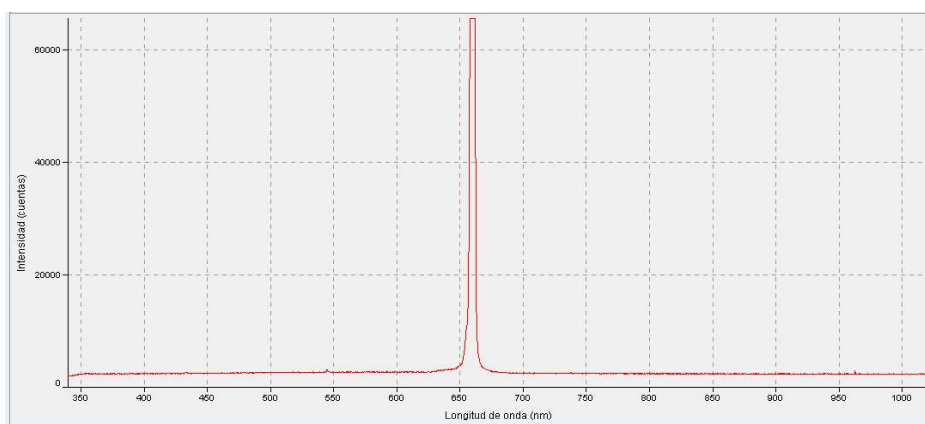


Figura 3.17. Espectro de emisión de la luz roja.

En la Figura 3.17. se observa que tiene un pico en los 660 nm con una dispersión de ± 7 nm.

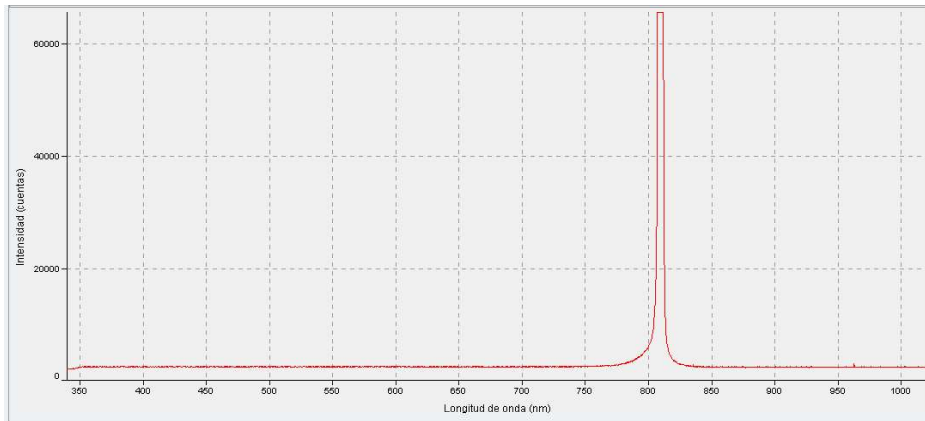


Figura 3.18. Espectro de emisión de la luz infrarroja.

En la Figura 3.18. se observa que tiene un pico en los 808 nm con una dispersión de ± 10 nm.

3.2.3 PRUEBAS TÉRMICAS

Las pruebas térmicas del prototipo se las realiza de acuerdo a la Norma InMetro 8297 [61], usando un termómetro FLUKE de la serie VT (ver Figura 3.19.), el cual es un termómetro visual de infrarrojo, que combina una medición de punto central con una imagen digital y una imagen superpuesta de mapa calorífico. En la Figura 3.20. se observa la pantalla del termómetro con los detalles que presenta en ella como es: la temperatura máxima y mínima, la hora y fecha, emisividad. La pantalla cuenta con un cursor que facilita la medición de la temperatura máxima y mínima.



Figura 3.19. Termómetro FLUKE VT04.

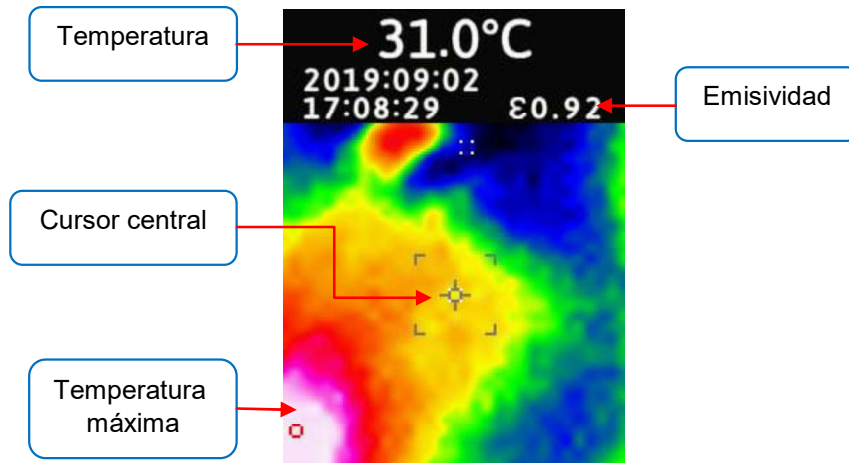


Figura 3.20. Pantalla del termómetro FLUKE VT04.

Las pruebas térmicas se realizaron activando cada láser a su máxima intensidad, después de 10 minutos de estar en funcionamiento se realiza la medición térmica en donde se tiene una temperatura máxima de 40 °C, la cual es generada por el regulador de voltaje de los láseres, si bien esta temperatura es alta no afecta al elemento ya que en las especificaciones técnicas del fabricante dice que la temperatura máxima que soporta es 120 °C, otra temperatura muy similar se registro en la resistencia de protección del láser de aproximadamente 38 °C, en el resto de elementos se mantenía una temperatura que oscilaba entre los 30 a 33 °C la cual no se considera alta, en la Figura 3.21. se presenta las imágenes térmicas tomadas del prototipo.

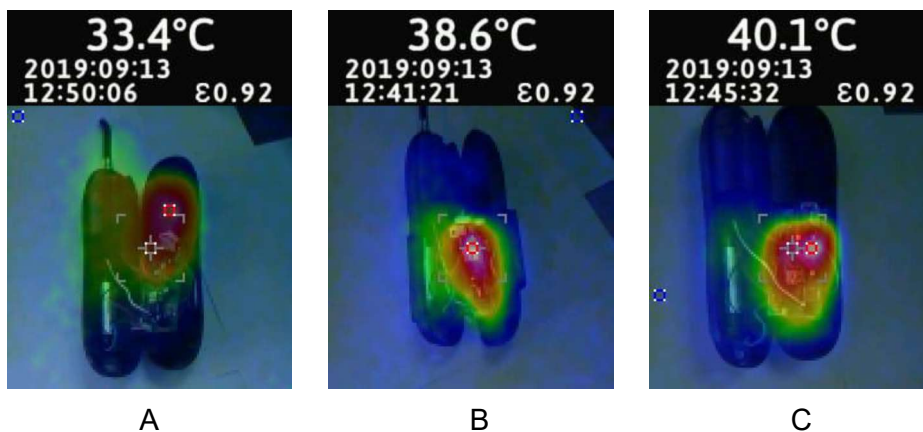


Figura 3.21. Pruebas térmicas: A) Temperatura del equipo encendido, B) Temperatura en la resistencia del láser, C) Temperatura en el regulador de voltaje.

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. CONCLUSIONES

- La batería de iones de litio al ser cargada mediante una fuente externa cuenta con protecciones que ayudan a que su vida útil se prolongue por más tiempo, para lo cual se tiene protecciones contra: sobrecarga, sobredescarga y calentamiento, que actúan de manera independiente ante cualquier evento anormal.
- La implementación de filtros capacitivos para mejorar las señales en los sensores de voltaje y corriente utilizados, son de mucha importancia pues ayudan a tener una señal que no varíe en el tiempo, de esta manera no se pierde información al momento de ser procesada por la tarjeta de desarrollo mediante los puertos análogos.
- La selección del circuito integrado LM358 como sensor de voltaje se lo hace por las características propias del integrado como: impedancia de entrada alta, presenta poco ruido de entrada, únicamente necesita una fuente de alimentación. Por su tamaño, el integrado contiene dos amplificadores operacionales suficientes para el sistema.
- Al programar los registros del OCR0, se tiene dos señales modulares, las cuales tienen una frecuencia de 3 KHz y se activan dependiendo del láser que se va a utilizar. Estas señal de control se envían hacia los transistores para que trabajen en corte y saturación a la frecuencia mencionada, de esta manera se regula el voltaje para tener varios niveles de iluminación asociado directamente con la irradiancia, es decir mientras más grande sea la relación de trabajo más alto será el nivel de irradiancia.
- El modelo óptico está basado en arreglos de espejos y lentes, los cuales constituyen una manera práctica para direccionar los haces de luz hacia un mismo punto, dando como resultado un espectro de emisión continuo, conservando los principios físicos de la luz laser.
- En lo que a los conectores concierne se utilizó conectores tipo Molex con ciertas modificaciones ya que por sus características constructivas ocupan mucho espacio, se recortó la base de los mismos liberando así un espacio de 3 mm, al alterar el diseño de los conectores se pierden las muescas de seguridad que

tienen, para saber cómo va conectado se pinta una de las caras de cada conector dirigida hacia afuera de la PCB.

- El prototipo al poseer una batería de iones de litio, una pantalla de visualización y botones lo convierte en un equipo portátil con un tiempo de autonomía de 4 a 5 horas funcionando a su máxima irradiancia (25 mW/cm^2) para el láser rojo y (15 mW/cm^2) para el láser infrarrojo.
- El equipo al ser el primero desarrollado a nivel nacional, constituye un avance fundamental para posibles soluciones a enfermedades de la boca mediante irradiación de luz, el cual es un método no invasivo con resultados positivos obtenidos en menor tiempo que la medicina tradicional.

4.2. RECOMENDACIONES

- El equipo implementado es de uso manual por lo que se le podría añadir un módulo bluetooth para uso remoto programando la intensidad y el tiempo de aplicación mediante un celular o una tableta.
- Al ser el prototipo portátil y ya que cada aplicación fotodinámica puede durar hasta 3 minutos a una distancia de 5 mm de los labios, se debe sujetar el prototipo con la mano durante todo este tiempo, lo cual cansaría a la persona que lo sostiene por este motivo se podría realizar un soporte mecánico que sostenga el equipo cuando se aplica la luz.
- Se puede optimizar el diseño del prototipo haciéndolo más compacto, de mejor agarre y más ligero, reemplazando los elementos de inserción por elementos de montaje superficial, buscando láseres de las mismas características que los usados pero con un diseño compacto de tal manera que se reduzca el espacio que estos ocupan.
- El uso de gafas de protección tanto para el paciente como para el que manipula el equipo debe ser indispensable ya que al estar expuesto a luz roja o infrarroja puede afectar a la vista y causar ceguera temporal.
- Para incluir el equipo en lo que refiere a tratamiento de caries en Odontología, se recomienda un aditamento que sustituya a la fibra óptica de fotocurado por fibras muy finas, ya que para esta aplicación se necesita que la luz sea puntual para abarcar una superficie máxima de 0.785 mm^2 .

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. J. España-Tost, J. Arnabat-Domínguez, L. Berini-Aytés, and C. Gay-Escoda, "Aplicaciones del láser en Odontología," *RCOE*, vol. 9, no. 5, Oct. 2004.
- [2] L. Pacheco Rodriguez, S. S. Isakina, J. M. De la Rosa Vazquez, and A. De la Cadena Perez Gallardo, "Laser Diode System For Interstitial Photodynamic Therapy," *IEEE Lat. Am. Trans.*, vol. 12, no. 4, pp. 574–579, Jun. 2014.
- [3] C. F. Tutivén Abad, "Estudio clínico, randomizado, controlado para evaluar la eficiencia de la Terapia fotodinámica con laser de baja potencia como coadyuvante de la Terapia básica periodontal comparada con la Terapia básica periodontal sola," Universidad San Francisco de Quito, Quito, 2017.
- [4] S. Stolik, J. A. Delgado, A. Pérez, and L. Anasagasti, "Measurement of the penetration depths of red and near infrared light in human 'ex vivo' tissues," *J. Photochem. Photobiol. B*, vol. 57, no. 2–3, pp. 90–93, Sep. 2000.
- [5] "Espectro de transmisión del espejo dicróico," *altavision*. [Online]. Available: http://www.altavision.com.br/Acessorios_MidOpt.html. [Accessed: 27- Jul- 2019].
- [6] "DeltaOHM," *DeltaOHM-Manual de instrucciones*. [Online]. Available: http://www.deltaohm.com/ver2012/download/HD2102_M_es.pdf. [Accessed: 30-Sep- 2019].
- [7] "Espectrómetro OceanOptics," *oceanoptics*. [Online]. Available: <https://oceanoptics.com/product/flame-spectrometer/>. [Accessed: 15- Oct- 2019].
- [8] M. R. Hamblin and Y.-Y. Huang, *HandBook of Photomedicine*, 1st ed., vol. 1. Estados Unidos: CRC Press, 2013.
- [9] S. C. Núñez, "Protocolo de laser terapia e terapia fotodinâmica laser duo," *MMO Tecnologia Para Saúde*, vol. 2, p. 57, 2014.
- [10] M. P. Carrasco Paz y Miño, "Eficacia de la Terapia Fotodinámica con láser de baja potencia, en tratamiento periodontal básico, en estudio clínico, Randomizado," San Francisco de Quito, Quito, 2018.
- [11] J. F. Briceño Castellanos, D. A. Gaviria Beitia, and Y. A. Carranza Rodríguez, "Láser en odontología: fundamentos físicos y biológicos / Laser in Dentistry: Physical and Biological Foundations," *Univ. Odontol.*, vol. 35, no. 75, Jan. 2017.
- [12] D. J. Coluzzi, "Lasers in Dentistry," *MetLife Qual. Resouce Guide*, vol. 4th, p. 13, Jun. 2016.
- [13] R. A. Convissar, "The biologic rationale for the use of lasers in dentistry," *Convissar*, p. 24, 2004.
- [14] G. Calabrese, "Láser y luz pulsada intensa," *Revista Medica de Uruguay*, Montevideo, p. 8, Aug-2011.

- [15] M. R. Hamblin, "Mechanisms Of Low Level Light Therapy," *Massachusetts General Hospital*, Feb-2013. .
- [16] J. A. Pacho Saavedra and F. N. Piñol Jiménez, "Lesiones bucales relacionadas con las enfermedades digestivas," *Rev. Cuba. Estomatol.*, vol. 43, no. 3, Jul. 2006.
- [17] B. M. González, A. Hernández, and A. Estevez, "Tratamiento del herpes simple labial con láser de baja potencia," *Colomb. Médica*, vol. 39, p. 8, 2008.
- [18] C. de Paula Eduardo *et al.*, "Laser treatment of recurrent herpes labialis: a literature review," *Lasers Med. Sci.*, Apr. 2013.
- [19] A. Schindl and R. Neumann, "Low-Intensity Laser Therapy is an Effective Treatment for Recurrent Herpes Simplex Infection. Results from a Randomized Double-Blind Placebo-Controlled Study," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 113, no. 2, pp. 221–223, Aug. 1999.
- [20] J. Marotti, A. C. C. Aranha, C. D. P. Eduardo, and M. S. Ribeiro, "Photodynamic Therapy Can Be Effective as a Treatment for Herpes Simplex Labialis," *Photomed. Laser Surg.*, vol. 27, no. 2, pp. 357–363, Apr. 2009.
- [21] L. Pacheco Rodriguez, "Desarrollo de un sistema de irradiación para Terapia Fotodinámica Intersticial," Tesis, Instituto Politécnico Nacional, México D.F., 2013.
- [22] C. J. Valiente Zaldívar and M. I. Garrigó Andreu, "Laser blando en puntos de acupuntura para el tratamiento de enfermedades bucales," *Rev. Cuba. Estomatol.*, vol. 34, pp. 5–10, Jun. 1997.
- [23] C. D. Ponce Chango, "Diseño e implementación de un prototipo para adquisición de imágenes de fluorescencia a ser usado en el diagnóstico de cáncer de piel de tipo no melanoma," Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2018.
- [24] G. F. Smith and J. H. Thompson, *Optica*, 1th ed., vol. 1. México: Limusa 1979.
- [25] D. J. Coluzzi, "Fundamentals of Lasers in Dentistry: Basic Science, Tissue Interaction, and Instrumentation," *Sci. Rev.*, p. 7, 2008.
- [26] D. Oltra Arimon, A. J. España Tost, L. Berini Aytés, and C. Gay Escoda, "Aplicaciones del láser de baja potencia en Odontología," *RCOE*, vol. 9, no. 5, p. 8, 2004.
- [27] E. Hecht and A. Zajac, *Optica*, 4th ed., vol. 4. Mexico: McGraw-Hill, 2002.
- [28] M. Bass, *Handbook of Optics*, 2nd ed., vol. 2. New York: McGraw-Hill, INC, 1995.
- [29] T. Yoshizawa, *Handbook of Optical Metrology*, 2nd ed., vol. 2. Japan, 2015.
- [30] E. Hecht, *Teoría y Problemas de Óptica*, 1st ed., vol. 1. México: McGraw-Hill, 1976.
- [31] C. J. Días Tisalema and J. E. Salazar Defaz, "Diseño e implementación de un prototipo para adquisición de datos de la dispersión inelástica Raman mediante la estimulación de compuestos aromáticos," Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2018.

- [32] "Filtros ópticos de luz visible, roja e infraroja," *Filtros ópticos*. [Online]. Available: <http://www.directindustry.es/prod/daheng-new-epoch-technology-inc-cdhc/product-57930-1921616.html>. [Accessed: 10- Jul- 2019].
- [33] C. K. Madsen and J. H. Zhao, *Optical Filter Desing and Analysis*, 1st ed. New York: Jhon Wiley & Sons, INC, 1999.
- [34] "Lámpara de fotocurado," *Proveeduría Dental*. [Online]. Available: <https://www.proveeduridental.com/index.php?accion=2A&dato1=60>. [Accessed: 10- Jul- 2019].
- [35] "KeepPower Battery," *Alibaba.com*. [Online]. Available: <https://spanish.alibaba.com/product-detail/p1634c-keeppower-protected-16340-batteries-rechargeable-lithium-cr123-battery-700mah-60250550402.html>. [Accessed: 11- Jul- 2019].
- [36] I. Castillo and G. Nasimba, "Diseño e implementación del controlador de carga y descarga de una batería dentro de un sistema autónomo de iluminación pública a partir de fuentes de energía renovable," Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2017.
- [37] "Algoritmo de carga," *ElectronicLab*. [Online]. Available: <https://electronilab.co/wp-content/uploads/2016/05/TP4056.pdf>. [Accessed: 16- Jul- 2019].
- [38] M. Rashid, *Power Electronics*, 3th ed., vol. 3. Estados Unidos: Elsevier, 2011.
- [39] "Convertidores DC/DC comerciales," *ElectroPro*. [Online]. Available: https://electropro.pe/index.php?route=product/product&product_id=401. [Accessed: 16- Jul- 2019].
- [40] L. Corona R, G. Abarca J, and J. Mares C, *Sensores y actuadores*, 1st ed. México: Grupo Editorial Patria, 2014.
- [41] "Arduino Software (IDE)," *Arduino Software (IDE)*. [Online]. Available: file:///C:/Program%20Files/WindowsApps/ArduinoLLC.ArduinoIDE_1.8.21.0_x86__mdqgnx93n4wtt/reference/www.arduino.cc/en/Guide/Environment.html. [Accessed: 11- Jul- 2019].
- [42] SolidWorks Corporation, *Introducción a SolidWorks*, 1st ed., vol. 1. Estados Unidos: ComputationalApplicationsand SystemIntegration, 2015.
- [43] "Laser infrarrojo 808 nm," *Aliexpress.com*. [Accessed: 19- Jul- 2019].
- [44] "Laser rojo 660 nm," *Aliexpress.com*. [Accessed: 19- Jul- 2019].
- [45] "Batería de Li-Ion 2600mAh," *KeepPower*. [Online]. Available: http://www.keeppower.com.cn/products_detail.php?id=562. [Accessed: 19- Jul- 2019].
- [46] "Pantalla OLED," *ElectroniLab*. [Online]. Available: <https://electronilab.co/tienda/display-oled-0-96-128x64-i2c-bajo-consumo-amarillo-azul>. [Accessed: 19- Jul- 2019].
- [47] "Datasheet sensor de corriente," *AllDatasheet.com*. [Online]. Available: <http://html.alldatasheet.com/html-pdf/168326/ALLEGRO/ACS712/592/2/ACS712.html>. [Accessed: 19- Jul- 2019].

- [48] “Curva de carga KeepPower 18650,” *lygte-info.dk*. [Online]. Available: [https://lygte-info.dk/review/batteries2012/Keeppower%2018650%202600mAh%20\(Black\)%20UK.html](https://lygte-info.dk/review/batteries2012/Keeppower%2018650%202600mAh%20(Black)%20UK.html). [Accessed: 22- Jul- 2019].
- [49] “Protecciones de la Batería 18650,” *lygte-info.dk*. [Online]. Available: <https://lygte-info.dk/info/battery%20protection%20UK.html>. [Accessed: 22- Jul- 2019].
- [50] “Integrado DW01,” *ElectroniLab*. [Online]. Available: https://electronilab.co/wp-content/uploads/2016/05/DW01-P_DataSheet_V10.pdf. [Accessed: 22- Jul- 2019].
- [51] “Conversor MT3608,” *olimex.com*. [Online]. Available: <https://www.olimex.com/Products/Breadboarding/BB-PWR-3608/resources/MT3608.pdf>. [Accessed: 22- Jul- 2019].
- [52] “Regulador de voltaje LM7805,” *sparkfun.com*. [Online]. Available: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/LM7805.pdf>. [Accessed: 22- Jul-2019].
- [53] “Transistor NPN 2N2222A,” *onsemi.com*. [Online]. Available: <https://www.onsemi.com/pub/Collateral/P2N2222A-D.pdf>. [Accessed: 22- Jul- 2019].
- [54] “Operacional LM358,” *alldatasheet*. [Online]. Available: <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/114280/TI/LM358/50/2/LM358.html>. [Accessed: 23- Jul- 2019].
- [55] “Arduino Nano,” *agspecinfo*. [Online]. Available: <http://www.agspecinfo.com/pdfs/M/MB0016.pdf>. [Accessed: 23- Jul- 2019].
- [56] “ATMega328,” *sparkfun*. [Online]. Available: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/ATMega328.pdf>. [Accessed: 23- Jul- 2019].
- [57] “Proteus 8.6,” *tecnica1lomas*. [Online]. Available: <http://www.tecnica1lomas.com.ar/tutoriales/manual-proteus.pdf>. [Accessed: 26- Jul- 2019].
- [58] “Norma de Radiometría,” *inmetro.gov.br*. [Online]. Available: <http://www.inmetro.gov.br/laboratorios/servicos/calibDiopt.asp#LARAF>. [Accessed: 15- Sep- 2019].
- [59] A. Hernández Díaz and A. Orellana Molina, “Dosimetría en láseres de baja potencia,” *Centro de Aplicaciones Tecnológicas y Desarrollo Nuclear (CEADEN)*, 22-Sep-2019. .
- [60] “Norma de Espectrometría,” *inmetro.gov.br*. [Online]. Available: <http://www.inmetro.gov.br/laboratorios/servicos/calibDiopt.asp#LARAF>. [Accessed: 15- Sep- 2019].
- [61] “Norma de Termometría,” *inmetro.gov.br*. [Online]. Available: <http://www.inmetro.gov.br/laboratorios/servicos/calibDiopt.asp#LARAF>. [Accessed: 15- Sep- 2019].

ANEXOS

ANEXO A. MANUAL DE USUARIO

ANEXO B. PLANOS DE DISEÑO DE LAS PIEZAS MECÁNICAS DEL EQUIPO

ANEXO C. TABLAS DE DOSIFICACIÓN

ANEXO D. HOJAS DE DATOS

ANEXO A

Manual de usuario

Sistema Bifrecuencial

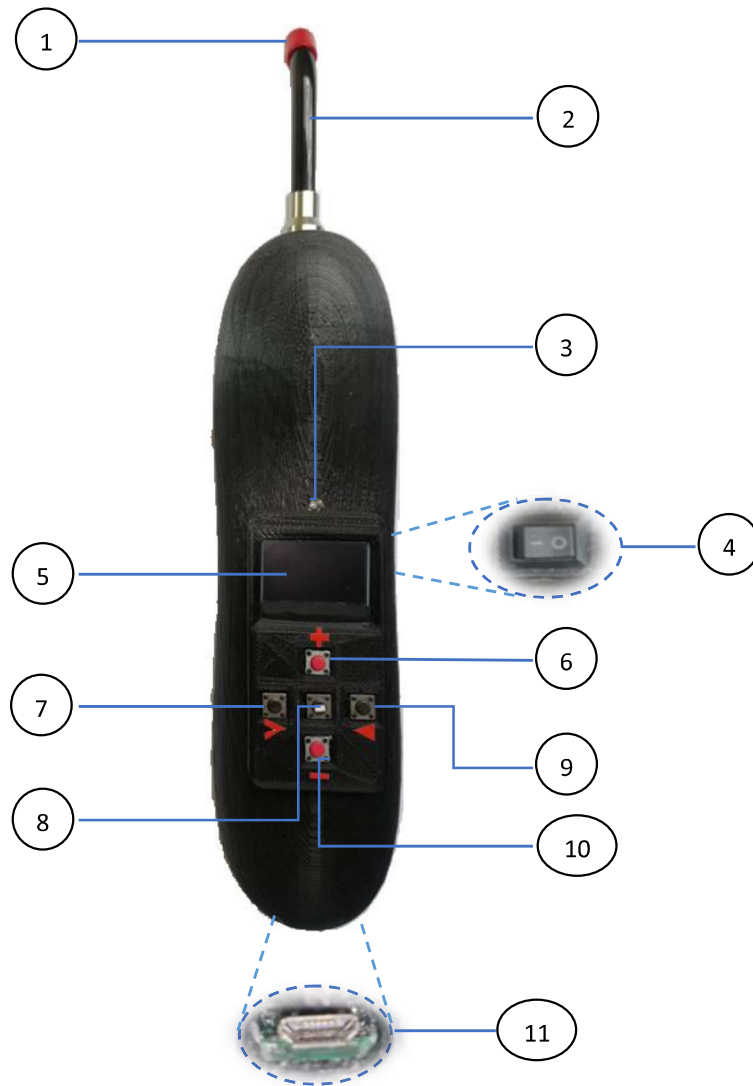


Figura A.1. Sistema bifrecuencial.

1. Protector de goma.
2. Fibra óptica para lámpara de fotocurado.
3. LED de notificación para batería baja.
4. Interruptor de encendido o apagado del equipo.
5. Pantalla OLED para interacción con el usuario.
6. Botón que aumenta la intensidad de luz y el tiempo de aplicación.

7. Botón para seleccionar los diferentes ítems en pantalla.
8. Botón para aceptar el ítem seleccionado.
9. Botón para retroceder a la pantalla anterior.
10. Botón que disminuye la intensidad y el tiempo de aplicación.
11. Puerto micro USB para cargar el equipo.

A.1. Encendido del equipo

Para encender el equipo se debe oprimir el interruptor negro de encendido y apagado ubicado en la parte inferior del prototipo, mostrado en la Figura A.2.

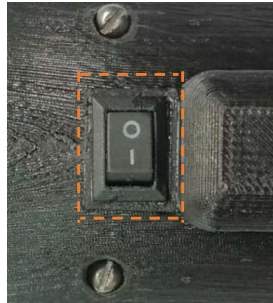


Figura A.2. Interruptor de encendido y apagado del equipo.

I.2. Configuración de parámetros del equipo

Una vez encendido el equipo se selecciona con que láser se desea trabajar presionando el botón 3 de la Figura A.3.



Figura A.3. Seleccionar el ítem deseado.

Una vez seleccionado el láser, se presiona el botón 4 (ver Figura A.3.) el cual cambia de pantalla a un sub-menú en donde por defecto el seleccionador ">" se posiciona en intensidad, en este ítem para aumentar la intensidad de luz se pulsa el botón 1 o para disminuir se pulsa el botón 2, como se indica en la Figura A.4.

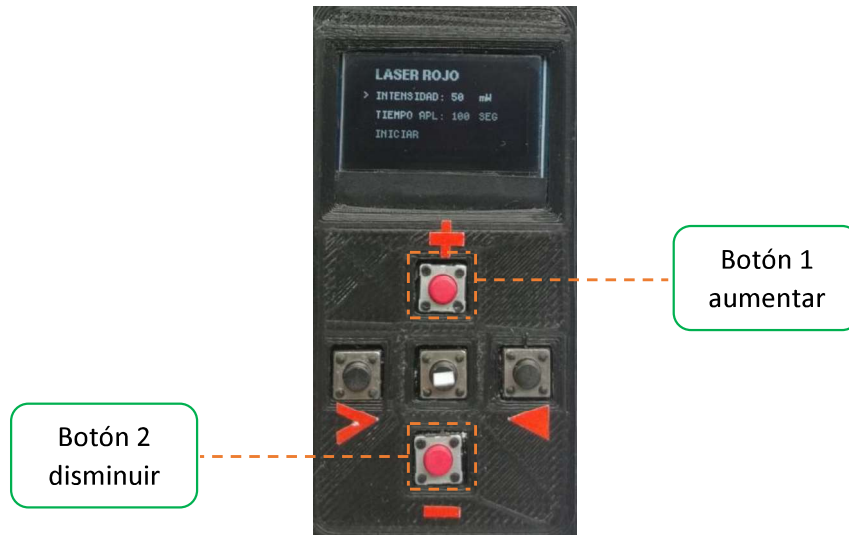


Figura A.4. Control de nivel de irradiancia.

Al pulsar el botón 3 (seleccionar) se puede posicionar en el ítem que le sigue que es el tiempo de aplicación, en el cual se puede configurar el tiempo en pasos de 20 segundos mediante los botones 1 y 2 para aumentar o disminuir el tiempo respectivamente como se indica en la Figura A.5.

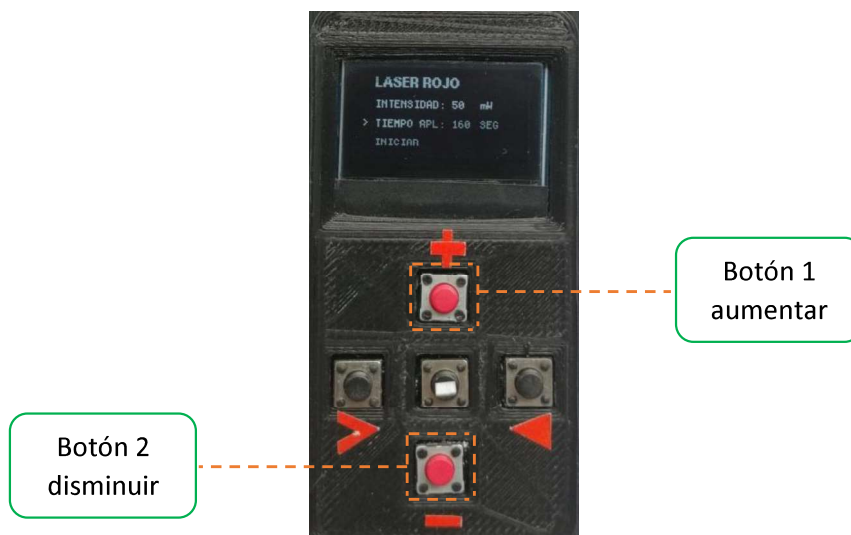


Figura A.5. Aumentar o disminuir el tiempo de aplicación.

Una vez configurado la intensidad de luz y el tiempo de aplicación, se posiciona en iniciar pulsando el botón 3, se pulsa el botón 4 para acceder a la aplicación de luz como se

indica en la Figura A.6.A., donde se muestra el tiempo de aplicación el cual va aumentando a un segundo como se muestra en la Figura A.6.B.

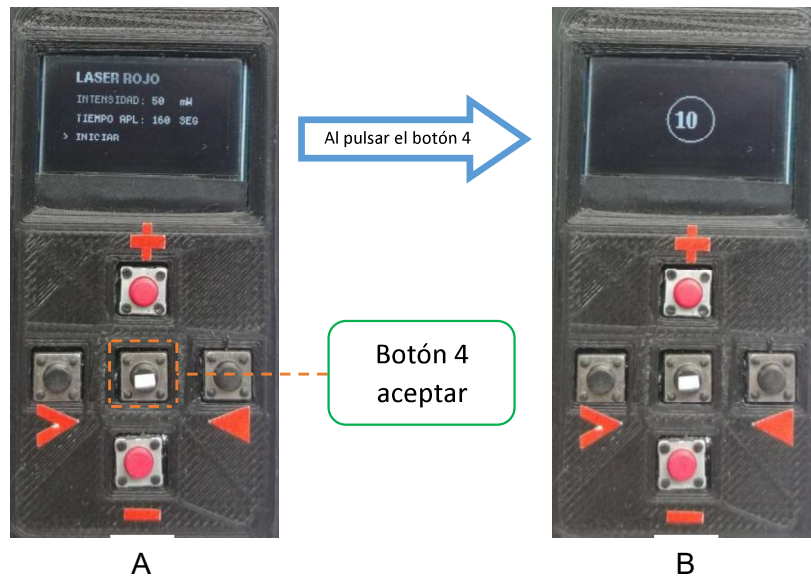


Figura A.6. A) Seleccionar iniciar, B) Tiempo de aplicación.

Al finalizar el tiempo, se apaga el láser automáticamente y regresa al sub-menú de la Figura A.4. para una nueva aplicación, repitiendo el proceso las veces que sean necesarias. Si se desea trabajar con el otro láser se presiona el botón 5 en cualquier interfaz que se encuentre, regresando así de pantalla en pantalla, como se indica en la Figura A.7.

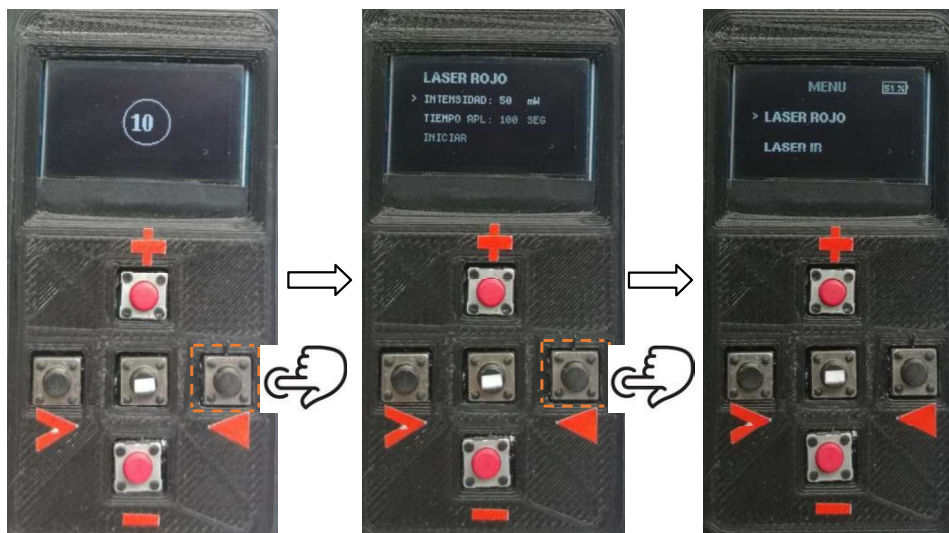


Figura A.7. Retroceder entre pantallas.

Cuando el porcentaje de batería es menor al 10 % de su capacidad se recomienda conectar el cargador de batería para evitar que el equipo se apague mientras se usa, la forma de conectar se indica en la Figura A.8.



Figura A.8. Conexión del cargador del equipo.

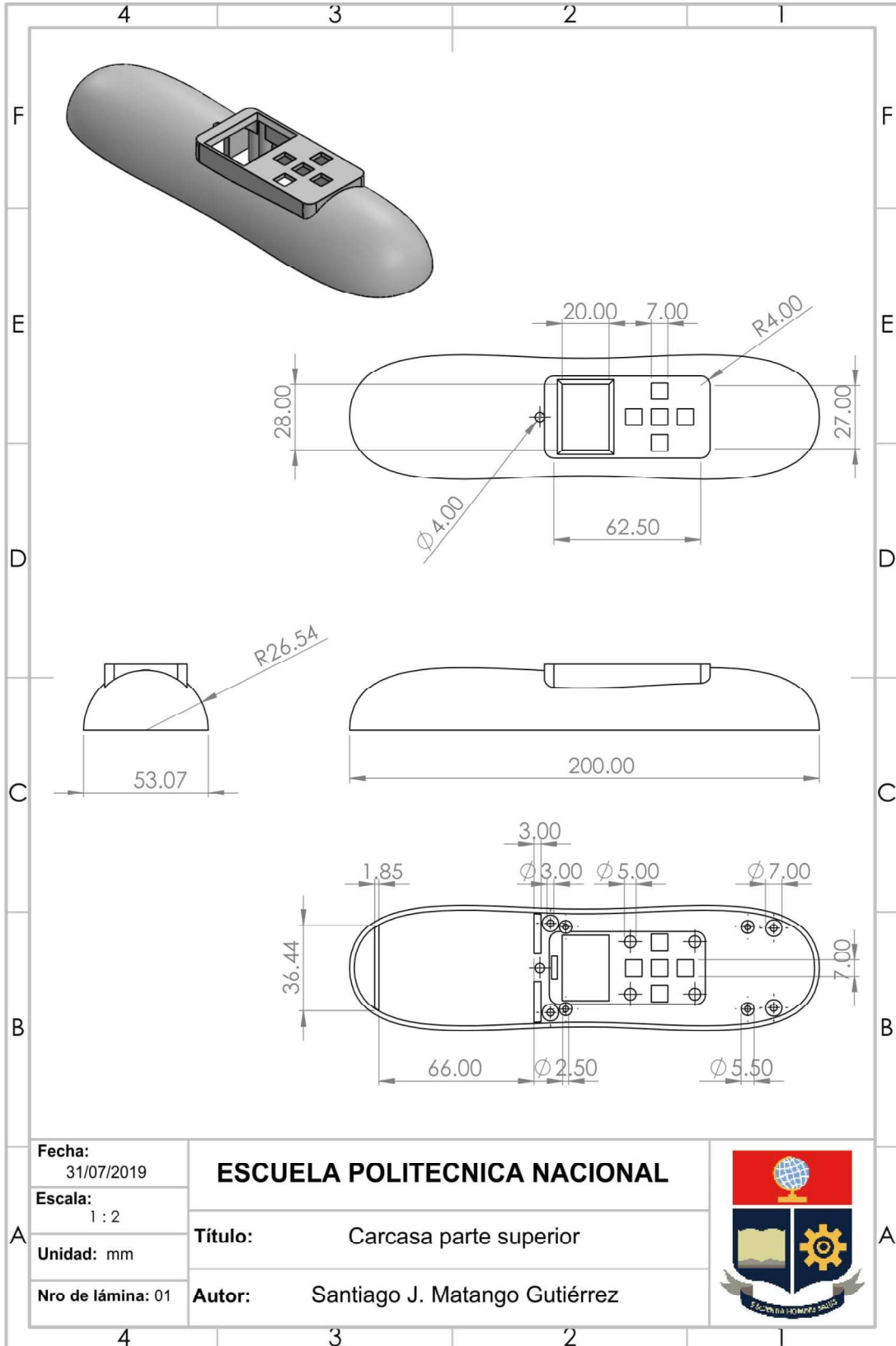
Al estar el equipo encendido y conectado el cargador se muestra en pantalla el símbolo de un enchufe en la parte superior derecha y para notificar que ha recuperado el 100 % su capacidad se enciende el LED de notificaciones, ubicado en la parte superior de la pantalla como se indica en la Figura A.9.

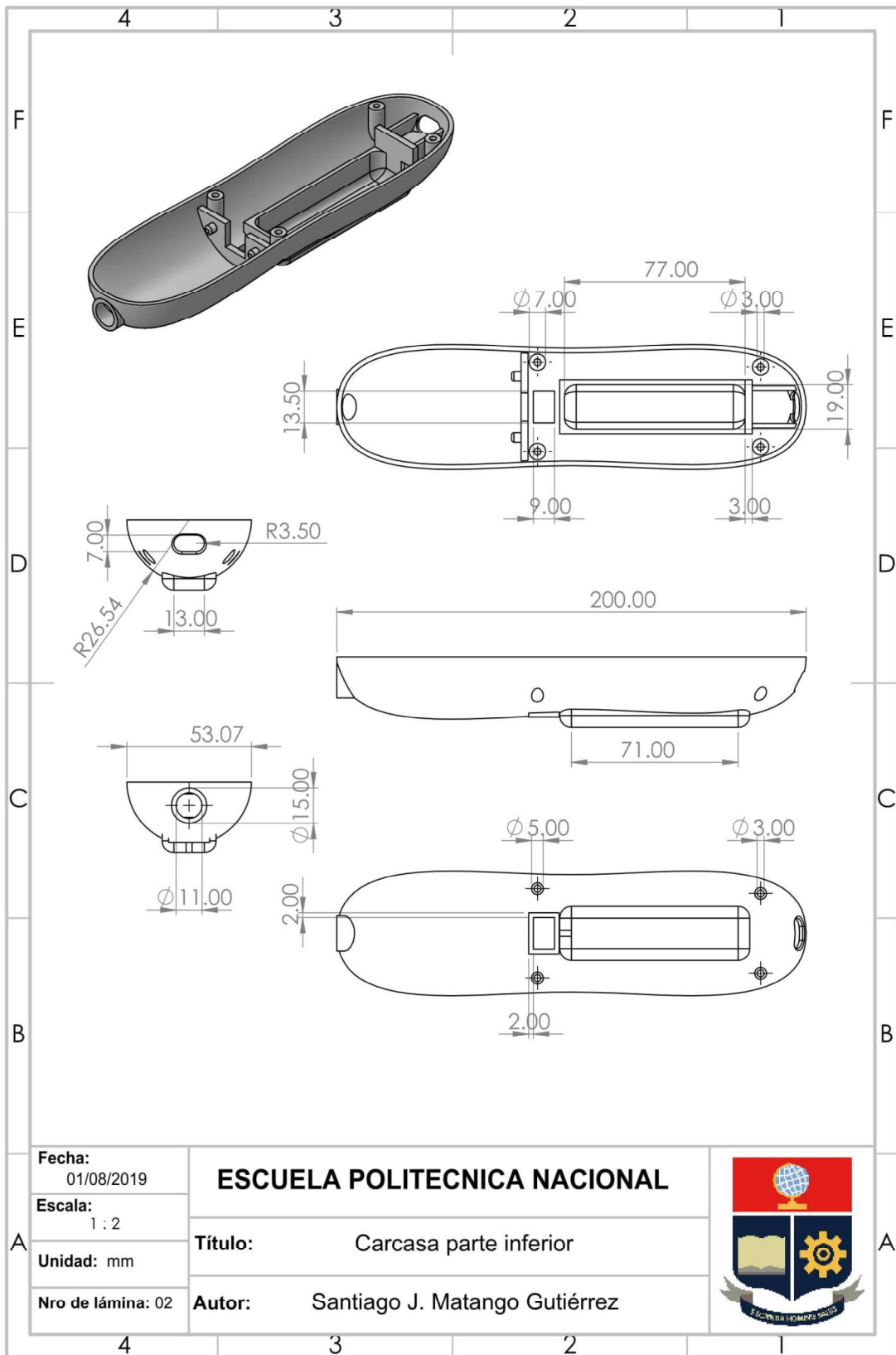


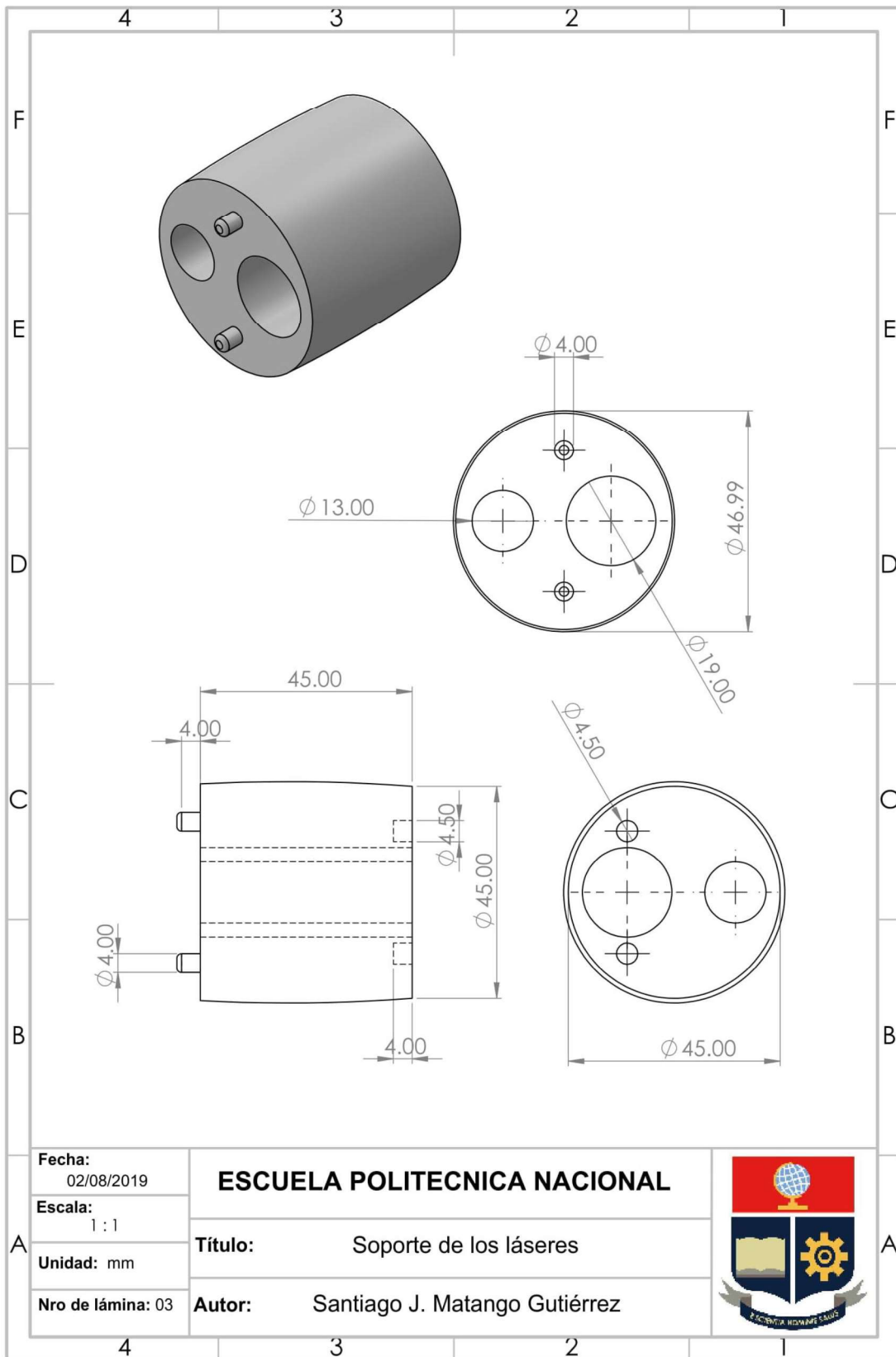
Figura A.9. Equipo encendido cargándose.

ANEXO B

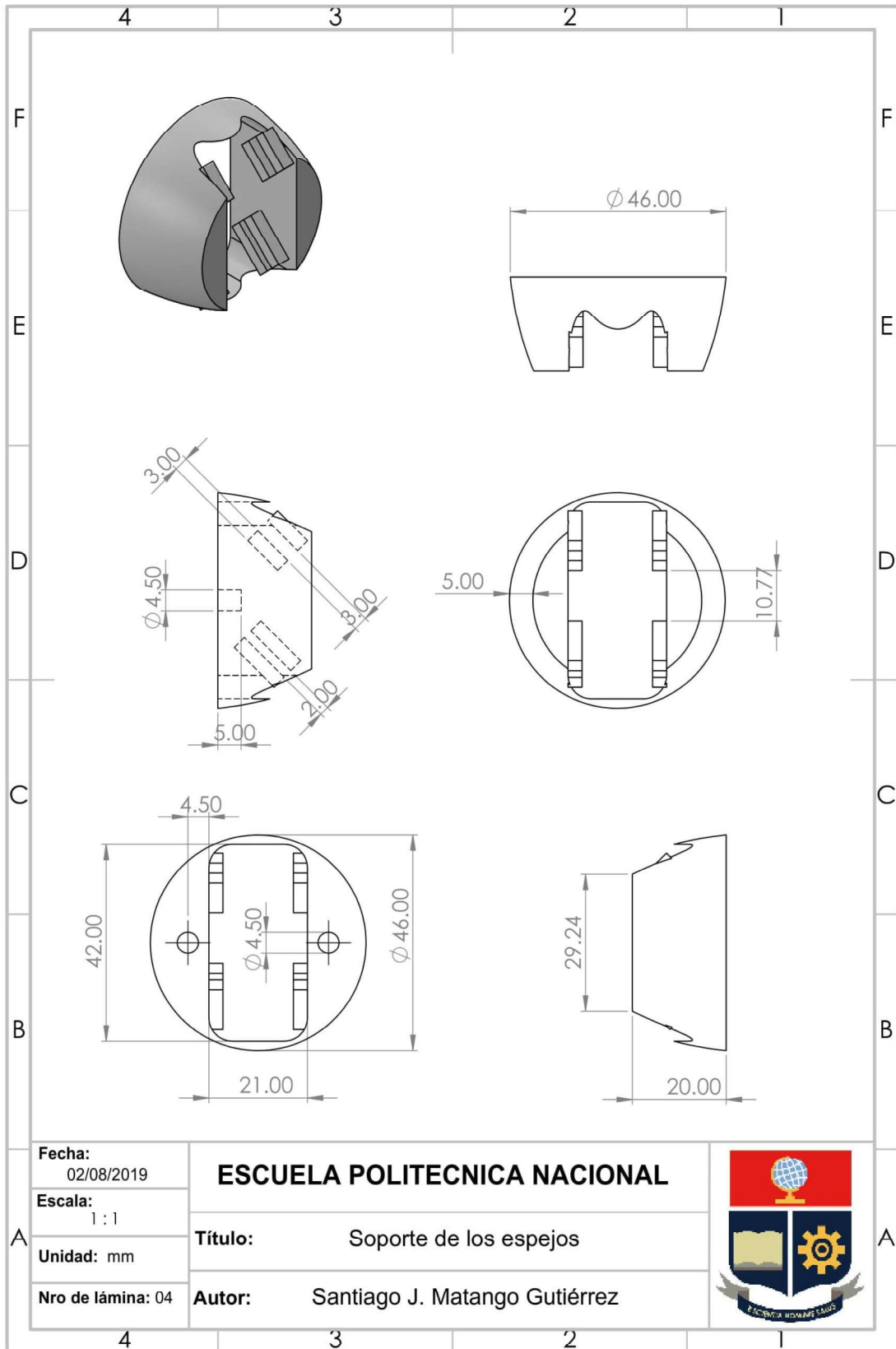
Planos de diseño de las piezas mecánicas del prototipo








A	Fecha: 02/08/2019	ESCUELA POLITECNICA NACIONAL	
	Escala: 1:1		
	Unidad: mm	Autor: Santiago J. Matango Gutiérrez	
	Nro de lámina: 03		



ANEXO C

Tablas de dosificación usadas en un equipo comercial

tecnologia para a saude



LASER DUO

TABELA DE PROTOCOLOS E DOSES

40.03322 - revisão 2

Patologia	Laser (λ)	Tempo	Energia	Modo de aplicação	Número de SESSÕES	Fotosensibilizador
Candidíase PDT	L1 (Laser Vermelho)	90s	9J	Aplicar o corante sobre toda a área contaminada aguardar 3 a 5 minutos e realizar a irradiação de toda a superfície com pontos espaçados por 1cm.	1 a 2 dependendo da resposta clínica.	Azul de Metileno a 0,005%
Descontaminação de preparo cavitário com PDT	L1 (Laser Vermelho)	80s	8J	Aplicar o corante dentro do preparo sobre a dentina contaminada aguardar 3 minutos e realizar a irradiação da cavidade.	1	Azul de Metileno a 0,005%
Endodontia PDT	L1 (Laser Vermelho)	180s	18J	Colocar o corante no canal e aguardar 2 minutos, realizar a irradiação com a fibra óptica em movimentos de vai e vem de apical para incisal.	1 após o preparo químico mecânico do canal.	Azul de Metileno a 0,005%
Herpes simples PDT	L1 (Laser Vermelho)	180s	18J	Após a aplicação do corante por cerca de 2 minutos, irradiar toda a lesão.	1 a 2 dependendo da resposta clínica, seguida de laserterapia para reparo.	Azul de Metileno a 0,005%
Periodontia PDT	L1 (Laser Vermelho)	90s	9J	Dentro da bolsa periodontal uma aplicação por vestibular e 1 por lingual com movimentos de vai e vem de mesial para distal.	1 após a raspagem e alisamento radicular.	Azul de Metileno a 0,005%
Pericoronarite infecciosa PDT	L1 (Laser Vermelho)	70s	7J	Aplicar o corante sobre a região infectada aguardar de 1 a 2 minutos e realizar a irradiação da área.	1 a 2 dependendo da resposta clínica. Pode ser seguida por laserterapia na região.	Azul de Metileno a 0,005%
Analgesia dental	L2 (Laser Infravermelho)	50s	5J	Um ponto apical e longo eixo da raiz.	1	
Analgesia pós ajuste ortodôntico	L2 (Laser Infravermelho)	30s	3J	Terço médio da raiz um ponto vestibular e um lingual.	1	
Analgesia tecidos moles	L2 (Laser Infravermelho)	30s	3J	Sobre a área alvo.	1	
Avulsão dental	L2 (Laser Infravermelho)	30s	3J	Pontual desde o terço apical até a junção esmalte/cimento.	De 4 até 25 com intervalos de 48h nas primeiras 4 sessões e uma aplicação semanal dependente da avaliação clínica.	
Candidíase oral	L1 (Laser Vermelho)	30s	3J	Pontual cobrindo toda a área com pontos espaçados por 1cm.	1 a 4 dependendo da resposta clínica. Intervalos de 48h.	
DTM	L2 (Laser Infravermelho)	60s	6J	3 pontos sobre a ATM e músculos relacionados e/ou pontos gatilho.	Até 12, podendo ser semanais dependendo do planejamento do caso clínico.	
Edema	L2 (Laser Infravermelho)	60s	6J	Afastado pelo menos 1 cm da área central do edema (pode aplicar extra oral também).	1 a 3 intervalos de 24h.	
Erupção dental	L1 (Laser Vermelho)	50s	5J	Sobre a área de erupção da coroa.	1 a 3 intervalo de 72h.	
Estomatite aftosa	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Sobre a lesão.	1 a 3 dependendo da avaliação clínica.	
Herpes simples laserterapia fase pródrômica	L2 (Laser Infravermelho)	40s	4J	Cobrir toda a área edemaciada ou eritematosa e sintomática (cada 1cm).	3 aplicações com intervalo de 24h.	
Herpes simples laserterapia fase vesicular	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Aplicar sobre toda a área da lesão ao redor das vesículas, não irradiando sobre as mesmas.	Até 3 aplicações com intervalo de 24h.	
Hipersensibilidade dentinária cervical	L2 (Laser Infravermelho)	30s	3J	Sobre a região cervical, sendo um ponto mesial, um médio e um distal.	1 a 5 com intervalo de 72h.	

Protocolo clínico elaborado pela Profa. Dra. Sílvia Cristina Núñez
Mestre em Laser e Doutora em Ciências pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/USP)

LASER DUO

TABELA DE PROTOCOLOS E DOSES 40.03322 – revisão 2

Patologia	Laser (λ)	Tempo	Energia	Modo de aplicação	Número de SESSÕES	Fotosensibilizador
Implantodontia ato cirúrgico	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Intra-operatório na loja óssea.	1	
Língua geográfica	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Cobrindo toda a área com pontos a cada 1 cm.	1 a 3	
Líquen plano	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Toda a lesão com pontos a cada 1cm.	1 a 3	
Mucosite oral	L1 (Laser Vermelho) ou L2 (Laser Infravermelho)	20s	2J	Cobrindo toda a área de mucosa não queratinizada.	1 a 4 dependendo da resposta clínica. Pode ter caráter preventivo ou curativo. Aplicações diárias. Média de 10 dias consecutivos.	
Nevralgia do trigêmio	L2 (Laser Infravermelho)	40s	4J	Cobertura de toda a área do nervo.	1 a 4 dependendo da resposta clínica.	
Ortodontia (movimentação)	L2 (Laser Infravermelho)	40s	4J	4 a 6 pontos por vestibular e lingual.	3 a 4 com intervalos de 48h a 72h.	
Paralisia Facial Periférica	L2 (Laser Infravermelho)	60s	6J	Toda a área afetada pontos a cada 1 cm.	Média de 10 sessões.	
Parestesia	L2 (Laser Infravermelho)	De 50s a 80s por ponto	5J até 8J	Cobertura de toda a área do nervo.	Se recente fazer aplicações diárias na primeira semana ou no mínimo 2 vezes por semana. **Sempre iniciar com a energia mais baixa e aumentar ao longo do tratamento dependendo da resposta clínica.	
Pericoronarite	L1 (Laser Vermelho)	50s	5J	4 pontos sobre a região inflamada.	1 a 2 com intervalo mínimo de 72h.	
Pós-cirúrgico de implantodontia para auxiliar na osteointegração	L2 (Laser Infravermelho)	40s	4J	Longo eixo do implante.	3 com intervalos de 48h a 72h.	
Pós-operatório	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Sobre a ferida cirúrgica.	1	
Preparo cavitário	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Um ponto dentro do preparo cavitário.	1	
Reparo de tecidos periodontais	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Pontual sobre os tecidos pós raspagem.	1	
Sensibilidade pós-clareamento dental	L2 (Laser Infravermelho)	30s	3J	1 ponto cervical sobre cada dente clareado.	1	
Síndrome de ardência bucal	L2 (Laser Infravermelho)	60s	6J	Irradiação pontual a cada 1 cm.	Irradiação semanal. Entre 4 e 10 aplicações.	
Trauma em tecido mole	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	De acordo com a sintomatologia, cobrir toda a região.	1 a 3 dependendo da resposta clínica.	
Trismo	L2 (Laser Infravermelho)	70s	7J	Sobre a musculatura.	1 a 4 dependendo da resposta clínica. Por se tratar de emergência, pode ser realizada a cada 24h.	
Úlcera Traumática	L1 (Laser Vermelho)	20s	2J	Pontual sobre a lesão.	1 a 3 dependendo da resposta clínica e remoção do trauma.	

ANEXO D

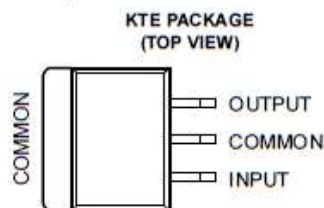
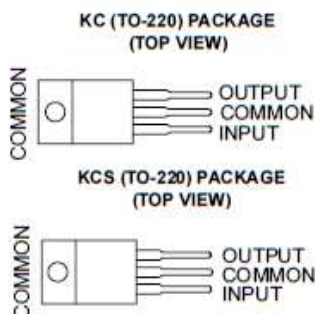
Hojas de datos

μA7800 SERIES POSITIVE-VOLTAGE REGULATORS

SLVS056J – MAY 1976 – REVISED MAY 2003

- 3-Terminal Regulators
- Output Current up to 1.5 A
- Internal Thermal-Overload Protection

- High Power-Dissipation Capability
- Internal Short-Circuit Current Limiting
- Output Transistor Safe-Area Compensation



description/ordering information

This series of fixed-voltage integrated-circuit voltage regulators is designed for a wide range of applications. These applications include on-card regulation for elimination of noise and distribution problems associated with single-point regulation. Each of these regulators can deliver up to 1.5 A of output current. The internal current-limiting and thermal-shutdown features of these regulators essentially make them immune to overload. In addition to use as fixed-voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable output voltages and currents, and also can be used as the power-pass element in precision regulators.

ORDERING INFORMATION

T _J	V _{O(NOM)} (V)	PACKAGE†	ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING	
0°C to 125°C	5	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7805CKTER	μA7805C
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7805CKC	μA7805C
		TO-220, short shoulder (KCS)	Tube of 20	μA7805CKCS	
	8	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7808CKTER	μA7808C
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7808CKC	μA7808C
		TO-220, short shoulder (KCS)	Tube of 20	μA7808CKCS	
	10	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7810CKTER	μA7810C
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7810CKC	μA7810C
	12	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7812CKTER	μA7812C
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7812CKC	μA7812C
		TO-220, short shoulder (KCS)	Tube of 20	μA7812CKCS	
	15	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7815CKTER	μA7815C
TO-220 (KC)		Tube of 50	μA7815CKC	μA7815C	
TO-220, short shoulder (KCS)		Tube of 20	μA7815CKCS		
24	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7824CKTER	μA7824C	
	TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7824CKC	μA7824C	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/sc/package.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

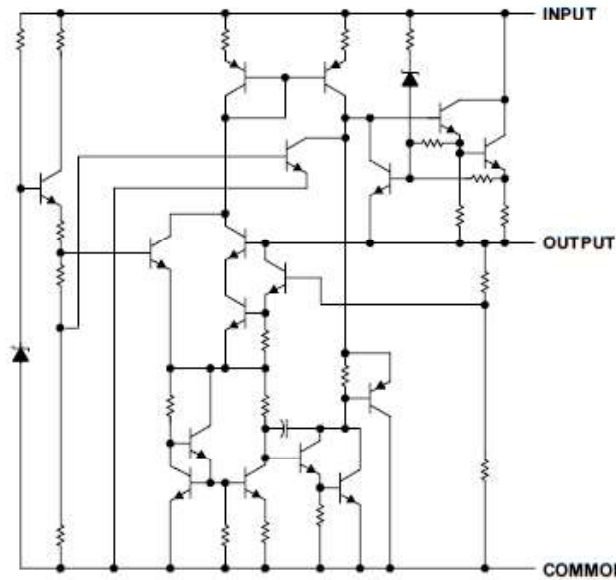
Copyright © 2003, Texas Instruments Incorporated

1

μA7800 SERIES POSITIVE-VOLTAGE REGULATORS

SLVS056J – MAY 1976 – REVISED MAY 2003

schematic



absolute maximum ratings over virtual junction temperature range (unless otherwise noted)†

Input voltage, V_I : μA7824C	40 V
All others	35 V
Operating virtual junction temperature, T_J	150°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	260°C
Storage temperature range, T_{stg}	-65°C to 150°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

package thermal data (see Note 1)

PACKAGE	BOARD	θ_{JC}	θ_{JA}
POWER-FLEX (KTE)	High K, JESD 51-5	3°C/W	23°C/W
TO-220 (KC/KCS)	High K, JESD 51-5	3°C/W	19°C/W

NOTE 1: Maximum power dissipation is a function of $T_J(\max)$, θ_{JA} , and T_A . The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is $P_D = (T_J(\max) - T_A)/\theta_{JA}$. Operating at the absolute maximum T_J of 150°C can affect reliability.

μA7800 SERIES POSITIVE-VOLTAGE REGULATORS

SLVS056J – MAY 1976 – REVISED MAY 2003

recommended operating conditions

		MIN	MAX	UNIT
V_I Input voltage	μA7805C	7	25	V
	μA7808C	10.5	25	
	μA7810C	12.5	28	
	μA7812C	14.5	30	
	μA7815C	17.5	30	
	μA7824C	27	38	
I_O Output current		1.5		A
T_J Operating virtual junction temperature	μA7800C series	0	125	°C

electrical characteristics at specified virtual junction temperature, $V_I = 10\text{ V}$, $I_O = 500\text{ mA}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	T_J †	μA7805C			UNIT
			MIN	TYP	MAX	
Output voltage	$I_O = 5\text{ mA to }1\text{ A}$, $P_D \leq 15\text{ W}$, $V_I = 7\text{ V to }20\text{ V}$	25°C	4.8	5	5.2	V
		0°C to 125°C	4.75		5.25	
Input voltage regulation	$V_I = 7\text{ V to }25\text{ V}$	25°C		3	100	mV
	$V_I = 8\text{ V to }12\text{ V}$			1	50	
Ripple rejection	$V_I = 8\text{ V to }18\text{ V}$, $f = 120\text{ Hz}$	0°C to 125°C	62	78		dB
Output voltage regulation	$I_O = 5\text{ mA to }1.5\text{ A}$	25°C		15	100	mV
	$I_O = 250\text{ mA to }750\text{ mA}$			5	50	
Output resistance	$f = 1\text{ kHz}$	0°C to 125°C		0.017		Ω
Temperature coefficient of output voltage	$I_O = 5\text{ mA}$	0°C to 125°C		-1.1		mV/°C
Output noise voltage	$f = 10\text{ Hz to }100\text{ kHz}$	25°C		40		μV
Dropout voltage	$I_O = 1\text{ A}$	25°C		2		V
Bias current		25°C		4.2	8	mA
Bias current change	$V_I = 7\text{ V to }25\text{ V}$	0°C to 125°C		1.3		mA
	$I_O = 5\text{ mA to }1\text{ A}$			0.5		
Short-circuit output current		25°C		750		mA
Peak output current		25°C		2.2		A

† Pulse-testing techniques maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible. Thermal effects must be taken into account separately. All characteristics are measured with a 0.33-μF capacitor across the input and a 0.1-μF capacitor across the output.

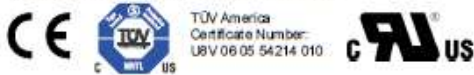


POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Fully Integrated, Hall Effect-Based Linear Current Sensor with 2.1 kVRMS Voltage Isolation and a Low-Resistance Current Conductor

Features and Benefits

- Low-noise analog signal path
- Device bandwidth is set via the new FILTER pin
- 5 μ s output rise time in response to step input current
- 80 kHz bandwidth
- Total output error 1.5% at $T_A = 25^\circ\text{C}$
- Small footprint, low-profile SOIC8 package
- 1.2 m Ω internal conductor resistance
- 2.1 kV_{RMS} minimum isolation voltage from pins 1-4 to pins 5-8
- 5.0 V, single supply operation
- 66 to 185 mV/A output sensitivity
- Output voltage proportional to AC or DC currents
- Factory-trimmed for accuracy
- Extremely stable output offset voltage
- Nearly zero magnetic hysteresis
- Ratiometric output from supply voltage



TÜV America
Certificate Number:
U8V 06 05 54214 010

Package: 8 Lead SOIC (suffix LC)



Approximate Scale 1:1

Description

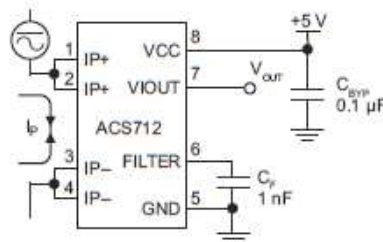
The Allegro® ACS712 provides economical and precise solutions for AC or DC current sensing in industrial, commercial, and communications systems. The device package allows for easy implementation by the customer. Typical applications include motor control, load detection and management, switched-mode power supplies, and overcurrent fault protection.

The device consists of a precise, low-offset, linear Hall sensor circuit with a copper conduction path located near the surface of the die. Applied current flowing through this copper conduction path generates a magnetic field which is sensed by the integrated Hall IC and converted into a proportional voltage. Device accuracy is optimized through the close proximity of the magnetic signal to the Hall transducer. A precise, proportional voltage is provided by the low-offset, chopper-stabilized BiCMOS Hall IC, which is programmed for accuracy after packaging.

The output of the device has a positive slope ($>V_{IOUT(Q)}$) when an increasing current flows through the primary copper conduction path (from pins 1 and 2, to pins 3 and 4), which is the path used for current sensing. The internal resistance of this conductive path is 1.2 m Ω typical, providing low power

Continued on the next page ...

Typical Application



Application 1. The ACS712 outputs an analog signal, V_{OUT} , that varies linearly with the uni- or bi-directional AC or DC primary sensed current, I_p , within the range specified. C_F is recommended for noise management, with values that depend on the application.

ACS712

Fully Integrated, Hall Effect-Based Linear Current Sensor with 2.1 kVRMS Voltage Isolation and a Low-Resistance Current Conductor

Description (continued)

loss. The thickness of the copper conductor allows survival of the device at up to 5× overcurrent conditions. The terminals of the conductive path are electrically isolated from the sensor leads (pins 5 through 8). This allows the ACS712 current sensor to be used in applications requiring electrical isolation without the use of opto-isolators or other costly isolation techniques.

The ACS712 is provided in a small, surface mount SOIC8 package. The leadframe is plated with 100% matte tin, which is compatible with standard lead(Pb) free printed circuit board assembly processes. Internally, the device is Pb-free, except for flip-chip high-temperature Pb-based solder balls, currently exempt from RoHS. The device is fully calibrated prior to shipment from the factory.

Selection Guide

Part Number	Packing*	T _A (°C)	Optimized Range, I _p (A)	Sensitivity, Sens (Typ) (mV/A)
ACS712ELCTR-05B-T	Tape and reel, 3000 pieces/reel	-40 to 85	±5	185
ACS712ELCTR-20A-T	Tape and reel, 3000 pieces/reel	-40 to 85	±20	100
ACS712ELCTR-30A-T	Tape and reel, 3000 pieces/reel	-40 to 85	±30	66

*Contact Allegro for additional packing options.

Absolute Maximum Ratings

Characteristic	Symbol	Notes	Rating	Units
Supply Voltage	V _{CC}		8	V
Reverse Supply Voltage	V _{RCC}		-0.1	V
Output Voltage	V _{IOUT}		8	V
Reverse Output Voltage	V _{RIOUT}		-0.1	V
Reinforced Isolation Voltage	V _{ISO}	Pins 1-4 and 5-8, 60 Hz, 1 minute, T _A =25°C	2100	V
		Voltage applied to leadframe (Ip+ pins), based on IEC 60950	184	V _{peak}
Basic Isolation Voltage	V _{ISO(basic)}	Pins 1-4 and 5-8, 60 Hz, 1 minute, T _A =25°C	1500	V
		Voltage applied to leadframe (Ip+ pins), based on IEC 60950	354	V _{peak}
Output Current Source	I _{IOUT(source)}		3	mA
Output Current Sink	I _{IOUT(sink)}		10	mA
Overcurrent Transient Tolerance	I _p	1 pulse, 100 ms	100	A
Nominal Operating Ambient Temperature	T _A	Range E	-40 to 85	°C
Maximum Junction Temperature	T _{J(max)}		185	°C
Storage Temperature	T _{stg}		-65 to 170	°C

Parameter	Specification
Fire and Electric Shock	CAN/CSA-C22.2 No. 60950-1-03 UL 60950-1:2003 EN 60950-1:2001



Allegro MicroSystems, Inc.
115 Northeast Cutoff
Worcester, Massachusetts 016 15-0036 U.S.A.
1.508.853.5000; www.allegromicro.com



FEATURES

- Integrated 80mΩ Power MOSFET
- 2V to 24V Input Voltage
- 1.2MHz Fixed Switching Frequency
- Internal 4A Switch Current Limit
- Adjustable Output Voltage
- Internal Compensation
- Up to 28V Output Voltage
- Automatic Pulse Frequency Modulation Mode at Light Loads
- up to 97% Efficiency
- Available in a 6-Pin SOT23-6 Package

APPLICATIONS

- Battery-Powered Equipment
- Set-Top Boxed
- LCD Bias Supply
- DSL and Cable Modems and Routers
- Networking cards powered from PCI or PCI express slots

GENERAL DESCRIPTION

The MT3608 is a constant frequency, 6-pin SOT23 current mode step-up converter intended for small, low power applications. The MT3608 switches at 1.2MHz and allows the use of tiny, low cost capacitors and inductors 2mm or less in height. Internal soft-start results in small inrush current and extends battery life.

The MT3608 features automatic shifting to pulse frequency modulation mode at light loads. The MT3608 includes under-voltage lockout, current limiting, and thermal overload protection to prevent damage in the event of an output overload. The MT3608 is available in a small 6-pin SOT-23 package.

TYPICAL APPLICATION

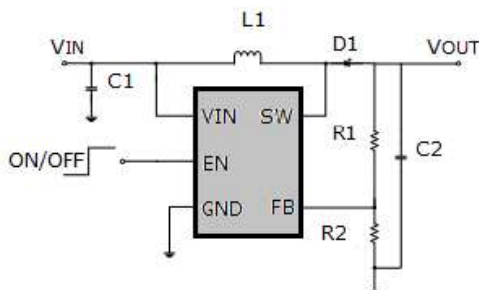


Figure 1. Basic Application Circuit

Efficiency

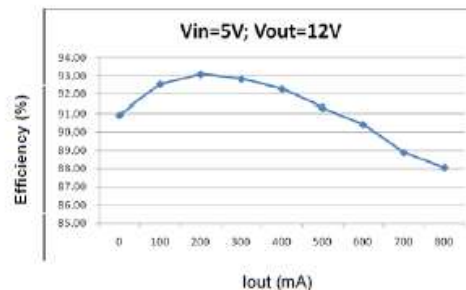
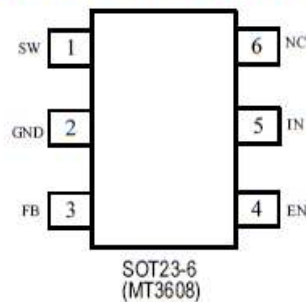


Figure 2. Efficiency Curve

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

IN, EN voltages	-0.3V to 26V	SW Voltage	-0.3V to 30V
Operating Temperature.....	-40°C to +85°C	Storage Temperature Range	-65°C to 150°C
FB Voltages	-0.3V to 6V	Peak SW Sink and Source Current	4A
Junction Temperature	160°C	Lead Temperature (Soldering, 10s) ...	+300°C

PACKAGE/ORDER INFORMATION



PIN DESCRIPTION

PIN	NAME	FUNCTION
1	SW	Power Switch Output. SW is the drain of the internal MOSFET switch. Connect the power inductor and output rectifier to SW. SW can swing between GND and 28V.
2	GND	Ground Pin
3	FB	Feedback Input. The FB voltage is 0.6V. Connect a resistor divider to FB.
4	EN	Regulator On/Off Control Input. A high input at EN turns on the converter, and a low input turns it off. When not used, connect EN to the input supply for automatic startup.
5	IN	Input Supply Pin. Must be locally bypassed.
6	NC	NC

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

($V_{IN}=V_{EN}=5V$, $T_A = 25^{\circ}C$, unless otherwise noted.)

Parameter	Conditions	MIN	TYP	MAX	unit
Operating Input Voltage		2		24	V
Under Voltage Lockout				1.98	V
Under Voltage Lockout Hysteresis			100		mV
Current (Shutdown)	$V_{EN}= 0V$		0.1	1	μA
Quiescent Current (PFM)	$V_{FB}=0.7V$, No switch		100	200	μA
Quiescent Current (PWM)	$V_{FB}=0.5V$, switch		1.6	2.2	mA
Switching Frequency			1.2		MHz
Maximum Duty Cycle	$V_{FB} = 0V$	90			%
EN Input High Voltage		1.5			V
EN Input Low Voltage				0.4	V
FB Voltage		0.588	0.6	0.612	V
FB Input Bias Current	$V_{FB} = 0.6V$	-50	-10		nA
SW On Resistance (1)			80	150	m Ω
SW Current Limit (1)	$V_{IN}= 5V$, Duty cycle=50%		4		A
SW Leakage	$V_{SW} = 20V$			1	μA
Thermal Shutdown			155		$^{\circ}C$

Note:

1) Guaranteed by design, not tested.

TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8

DESCRIPTION

The TP4056 is a complete constant-current/constant-voltage linear charger for single cell lithium-ion batteries. Its SOP package and low external component count make the TP4056 ideally suited for portable applications. Furthermore, the TP4056 can work within USB and wall adapter.

No blocking diode is required due to the internal PMOSFET architecture and have prevent to negative Charge Current Circuit. Thermal feedback regulates the charge current to limit the die temperature during high power operation or high ambient temperature. The charge voltage is fixed at 4.2V, and the charge current can be programmed externally with a single resistor. The TP4056 automatically terminates the charge cycle when the charge current drops to 1/10th the programmed value after the final float voltage is reached.

TP4056 Other features include current monitor, under voltage lockout, automatic recharge and two status pin to indicate charge termination and the presence of an input voltage.

FEATURES

- Programmable Charge Current Up to 1000mA
- No MOSFET, Sense Resistor or Blocking Diode Required
- Complete Linear Charger in SOP-8 Package for Single Cell Lithium-Ion Batteries
- Constant-Current/Constant-Voltage
- Charges Single Cell Li-Ion Batteries Directly from USB Port
- Preset 4.2V Charge Voltage with 1.5% Accuracy
- Automatic Recharge
- two Charge Status Output Pins
- C/10 Charge Termination
- 2.9V Trickle Charge Threshold (TP4056)
- Soft-Start Limits Inrush Current
- Available Radiator in 8-Lead SOP Package, the Radiator need connect GND or impending

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

- Input Supply Voltage(V_{CC}): -0.3V~8V
- TEMP: -03~10V
- CE: -03~10V
- BAT Short-Circuit Duration: Continuous
- BAT Pin Current: 1200mA
- PROG Pin Current: 1200uA
- Maximum Junction Temperature: 145°C
- Operating Ambient Temperature Range: -40°C~85°C
- Lead Temp.(Soldering, 10sec): 260°C

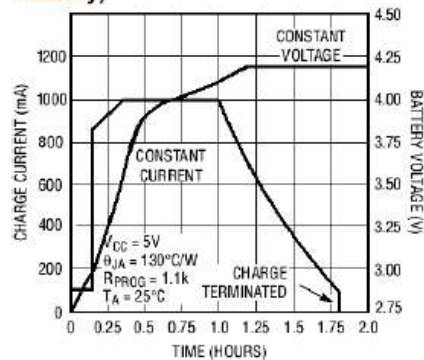
APPLICATIONS

- Cellular Telephones, PDAs, GPS
- Charging Docks and Cradles
- Digital Still Cameras, Portable Devices
- USB Bus-Powered Chargers,Chargers

PACKAGE/ORDER INFORMATION

<p>TEMP1 PROG2 GND3 V_{CC}4</p> <p>8 CE 7 CHRG 6 STDBY 5 BAT</p> <p>SOP-8</p>	<p>photo</p> <p>ORDER PART NUMBER TP4056-42-SOP8-PP</p> <p>PART MARKING TP4056</p>
--	--

Complete Charge Cycle (1000mAh Battery)



TEMP(Pin 1) :Temperature Sense Input Connecting TEMP pin to NTC thermistor's output in Lithium ion battery pack. If TEMP pin's voltage is below 45% or above 80% of supply voltage V_{IN} for more than 0.15S, this means that battery's temperature is too high or too low, charging is suspended. The temperature sense function can be disabled by grounding the TEMP pin.

PROG(Pin 2): Constant Charge Current Setting and Charge Current Monitor Pin charge current is set by connecting a resistor R_{ISET} from this pin to GND. When in precharge mode, the ISET pin's voltage is regulated to 0.2V. When in constant charge current mode, the ISET pin's voltage is regulated to 2V. In all modes during charging, the voltage on ISET pin can be used to measure the charge current as follows:

$$I_{BAT} = \frac{V_{PROG}}{R_{PROG}} \times 1200 \quad (V_{PROG}=1V)$$

GND(Pin3): Ground Terminal

Vcc(Pin 4): Positive Input Supply Voltage V_{IN} is the power supply to the internal circuit. When V_{IN} drops to within 30mv of the BAT pin voltage, TP4056 enters low power sleep mode, dropping BAT pin's current to less than 2uA.

BAT(Pin5): Battery Connection Pin. Connect the positive terminal of the battery to BAT pin. BAT pin draws less than 2uA current in chip disable mode or in sleep mode. BAT pin provides charge current to the battery and provides regulation voltage of 4.2V.

STDBY(Pin6): Open Drain Charge Status Output When the battery Charge Termination, the \overline{STDBY} pin is pulled low by an internal switch, otherwise \overline{STDBY} pin is in high impedance state.

CHRG (Pin7): Open Drain Charge Status Output When the battery is being charged, the \overline{CHRG} pin is pulled low by an internal switch, otherwise \overline{CHRG} pin is in high impedance state.

CE(Pin8): Chip Enable Input. A high input will put the device in the normal operating mode.

Pulling the CE pin to low level will put the YP4056 into disable mode. The CE pin can be driven by TTL or CMOS logic level.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

The ● denotes specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A=25^\circ\text{C}$, $V_{CC}=5V$, unless otherwise noted.

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	
V_{CC}	Input Supply Voltage		● 4.0	5	8.0	V	
I_{CC}	Input Supply Current	Charge Mode, $R_{PROG} = 1.2k$	●	150	500	μA	
		StandbyMode(Charge Terminated)	●	55	100	μA	
		Shutdown Mode (R_{PROG} Not Connected, $V_{CC} < V_{BAT}$, or $V_{CC} < V_{UV}$)	●	55	100	μA	
V_{FLOAL}	Regulated Output (Float) Voltage	$0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$, $I_{BAT}=40\text{mA}$	4.137	4.2	4.263	V	
I_{BAT}	BAT Pin Current Text condition: $V_{BAT}=4.0V$	$R_{PROG} = 2.4k$, Current Mode	●	450	500	550	mA
		$R_{PROG} = 1.2k$, Current Mode	●	950	1000	1050	mA
		Standby Mode, $V_{BAT} = 4.2V$	●	0	-2.5	-6	μA
I_{TRIKL}	Trickle Charge Current	$V_{BAT} < V_{TRIKL}$, $R_{PROG}=1.2K$	●	120	130	140	mA
V_{TRIKL}	Trickle Charge Threshold Voltage	$R_{PROG}=1.2K$, V_{BAT} Rising		2.8	2.9	3.0	V
V_{TRHYS}	Trickle Charge Hysteresis Voltage	$R_{PROG}=1.2K$		60	80	100	mV
T_{LIM}	Junction Temperature in Constant Temperature Mode			145		$^\circ\text{C}$	

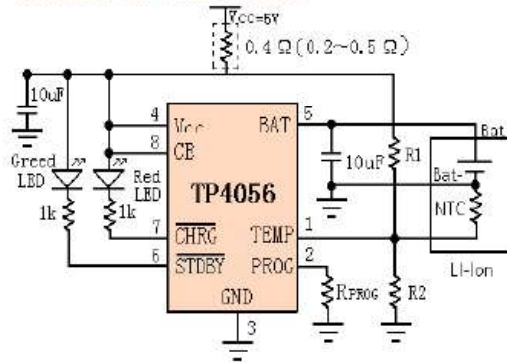
indicator light state

Charge state	Red LED CHRG	Green LED STDBY
charging	bright	extinguish
Charge Termination	extinguish	bright
Vin too low; Temperature of battery too low or too high; no battery	extinguish	extinguish
BAT PIN Connect 10u Capacitance; No battery	Green LED bright, Red LED Coruscate T=1-4 S	

Rprog Current Setting

R _{PROG} (k)	I _{BAT} (mA)
10	130
5	250
4	300
3	400
2	580
1.66	690
1.5	780
1.33	900
1.2	1000

TYPICAL APPLICATIONS



One Cell Lithium-ion/Polymer Battery Protection IC

General Description

The DW01-P battery protection IC is designed to protect lithium-ion/polymer battery from damage or degrading the lifetime due to overcharge, overdischarge, and/or overcurrent for one-cell lithium-ion/polymer battery powered systems, such as cellular phones.

The ultra-small package and less required external components make it ideal to integrate the DW01-P into the limited space of battery pack. The accurate $\pm 50\text{mV}$ overcharging detection voltage ensures safe and full utilization charging. The very low standby current drains little current from the cell while in storage.

Features

- Reduction in Board Size due to Miniature Package SOT-23-6.
- Ultra-Low Quiescent Current at $3\ \mu\text{A}$ ($V_{\text{CC}}=3.9\text{V}$).
- Ultra-Low Power-Down Current at $0.1\ \mu\text{A}$ ($V_{\text{CC}}=2.0\text{V}$).
- Precision Overcharge Protection Voltage $4.25\text{V} \pm 50\text{mV}$
- Load Detection Function during Overcharge Mode.
- Two Detection Levels for Overcurrent Protection.
- Delay times are generated by internal circuits. No external capacitors required.

Ordering Information

DW01-P

PACKAGE TYPE
SOT-23-6 (Pb-free)TEMPERATURE RANGE
 $-40^{\circ}\text{C}\sim+85^{\circ}\text{C}$ OVERCHARGE PROTECTION
 $4.25\text{V} \pm 50\text{mV}$ **Applications**

- Protection IC for One-Cell Lithium-Ion / Lithium-Polymer Battery Pack

Product Name List

Model	Package	Overcharge detection voltage [VocP] (V)	Overcharge release voltage [Vocr] (V)	Overdischarge detection voltage [VodP] (V)	Overdischarge release voltage [Vodr] (V)	Overcurrent detection voltage [Voi1] (mV)
	SOT-23-6					
DW01-P	DW01-P	4.250±0.050	4.050±0.050	2.40±0.100	3.0±0.100	150±30

Pin Configuration

Pin No.	Symbol	Description
1	OD	MOSFET gate connection pin for discharge control
2	CS	Input pin for current sense, charger detect
3	OC	MOSFET gate connection pin for charge control
4	TD	Test pin for reduce delay time
5	VCC	Power supply, through a resistor (R1)
6	GND	Ground pin



Absolute Maximum Ratings

(GND=0V, Ta=25 °C unless otherwise specified)

Item	Symbol	Rating	Unit
Input voltage between Vcc and GND *	Vcc	GND-0.3 to GND+10	V
OC output pin voltage	Voc	Vcc -24 to Vcc +0.3	V
OD output pin voltage	Vod	GND-0.3 to Vcc +0.3	V
CS input pin voltage	Vcs	Vcc -24 to Vcc +0.3	V
Operating Temperature Range	Top	-40 to +85	°C
Storage Temperature Range	Tst	-40 to +125	°C

Note: DW01-P contains a circuit that will protect it from static discharge; but please take special care that no excessive static electricity or voltage which exceeds the limit of the protection circuit will be applied to it.

Electrical Characteristics

(Ta=25 °C unless otherwise specified)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	SYMBOL	Min	Typ	Max	UNIT
Supply Current	Vcc=3.9V	Icc		3.0	6.0	μA
Power-Down Current	Vcc=2.0V	IPD			0.1	μA
Overcharge Protection Voltage	DW01-P	VOCP	4.20	4.25	4.30	V
Overcharge Release Voltage		VOCR	4.00	4.05	4.10	V
Overdischarge Protection Voltage		VODP	2.30	2.40	2.50	V
Overdischarge Release Voltage		VODR	2.90	3.00	3.10	V
Overcurrent Protection Voltage		VOIP (VOI1)	120	150	180	mV
Short Current Protection Voltage	Vcc=3.6V	VSIP (VOI2)	1.00	1.35	1.70	V
Overcharge Delay Time		TOC		80	200	ms
Overdischarge Delay Time	Vcc=3.6V to 2.0V	TOD		40	100	ms
Overcurrent Delay Time (1)	Vcc=3.6V	TOI1		10	20	ms
Overcurrent Delay Time (2)	Vcc=3.6V	TOI2			500	μs
Charger Detection Threshold Voltage		VCHA	-1.2	-0.7	-0.2	V
OD Pin Output "H" Voltage		VDH	Vcc-0.1	Vcc-0.02		V
OD Pin Output "L" Voltage		VDL		0.1	0.5	V
OC Pin Output "H" Voltage		VCH	Vcc-0.1	Vcc-0.02		V
OC Pin Output "L" Voltage		VCL		0.1	0.5	V

2N2222A
Rev.F Mar.-2016

描述 / Descriptions

TO-92 塑封封装 NPN 半导体三极管。Silicon NPN transistor in a TO-92 Plastic Package.

特征 / Features

低 I_{CBO} , 低 $V_{CE(sat)}$ 。

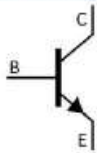
Low Leakage current, Low collector saturation voltage enabling low voltage operation.

用途 / Applications

用于一般放大。

General purpose amplifier.

内部等效电路 / Equivalent Circuit



引脚排列 / Pinning



PIN 1 : Collector PIN 2 : Base PIN 3 : Emitter

放大及印章代码 / hFE Classifications & Marking

见印章说明。See Marking Instructions.

极限参数 / Absolute Maximum Ratings(Ta=25°C)

参数 Parameter	符号 Symbol	数值 Rating	单位 Unit
Collector to Base Voltage	V _{CBO}	75	V
Collector to Emitter Voltage	V _{CEO}	40	V
Emitter to Base Voltage	V _{EBO}	6.0	V
Collector Current - Continuous	I _C	600	mA
Collector Power Dissipation	P _C	625	mW
Junction Temperature	T _J	150	°C
Storage Temperature Range	T _{stg}	-55~150	°C

电性能参数 / Electrical Characteristics(Ta=25°C)

参数 Parameter	符号 Symbol	测试条件 Test Conditions	最小值 Min	典型值 Typ	最大值 Max	单位 Unit
Collector to Base Breakdown Voltage	V _{CBO}	I _C =10μA I _E =0	75			V
Collector to Emitter Breakdown Voltage	V _{CEO}	I _C =10mA I _B =0	40			V
Emitter to Base Breakdown Voltage	V _{EBO}	I _E =10μA I _C =0	6.0			V
Collector Cut-Off Current	I _{CBO}	V _{CB} =60V I _E =0			0.01	μA
Emitter Cut-Off Current	I _{EBO(1)}	V _{EB} =3.0V I _C =0			0.01	μA
	I _{EBO(2)}	V _{EB} =5.0V I _C =0			0.1	μA
DC Current Gain	h _{FE(1)}	V _{CE} =10V I _C =150mA	100		300	
	h _{FE(2)}	V _{CE} =10V I _C =0.1mA	40			
	h _{FE(3)}	V _{CE} =10V I _C =500mA	42			
Collector-Emitter Saturation Voltage	V _{CE(sat)(1)}	I _C =150mA I _B =15mA			0.3	V
	V _{CE(sat)(2)}	I _C =500mA I _B =50mA			0.6	V
Base-Emitter Saturation Voltage	V _{BE(sat)(1)}	I _C =150mA I _B =15mA		0.6	1.2	V
	V _{BE(sat)(2)}	I _C =500mA I _B =50mA			1.2	V
Transition Frequency	f _T	V _{CE} =20V f=100MHz I _C =20mA	300			MHz
Collector Output Capacitance	C _{ob}	V _{CB} =10V f=1.0MHz I _E =0			8.0	pF
Turn-On Time	T _{on}	V _{CC} =30V V _{BE(OFF)} =0.5V I _C =150mA I _{B1} =15mA			35	ns
Turn-Off Time	T _{off}	V _{CC} =30V I _C =150mA I _{B1} =I _{B2} =15mA			285	ns
Noise Figure	NF	I _C =100μA V _{CE} =10V R _S =1.0KΩ f=1.0KHz			4.0	dB



LM158,A-LM258,A LM358,A

LOW POWER DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS

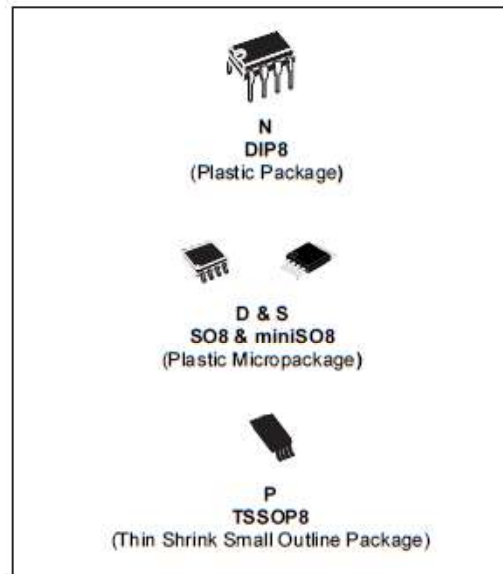
- INTERNALLY FREQUENCY COMPENSATED
- LARGE DC VOLTAGE GAIN: 100dB
- WIDE BANDWIDTH (unity gain): 1.1MHz (temperature compensated)
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/OP (500µA) ESSENTIALLY INDEPENDENT OF SUPPLY VOLTAGE
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 20nA (temperature compensated)
- LOW INPUT OFFSET VOLTAGE: 2mV
- LOW INPUT OFFSET CURRENT: 2nA
- INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE INCLUDES GROUND
- DIFFERENTIAL INPUT VOLTAGE RANGE EQUAL TO THE POWER SUPPLY VOLTAGE
- LARGE OUTPUT VOLTAGE SWING 0V TO (V_{CC} - 1.5V)

DESCRIPTION

These circuits consist of two independent, high gain, internally frequency compensated which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. The low power supply drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, dc gain blocks and all the conventional op-amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, these circuits can be directly supplied with the standard +5V which is used in logic systems and will easily provide the required interface electronics without requiring any additional power supply.

In the linear mode the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.



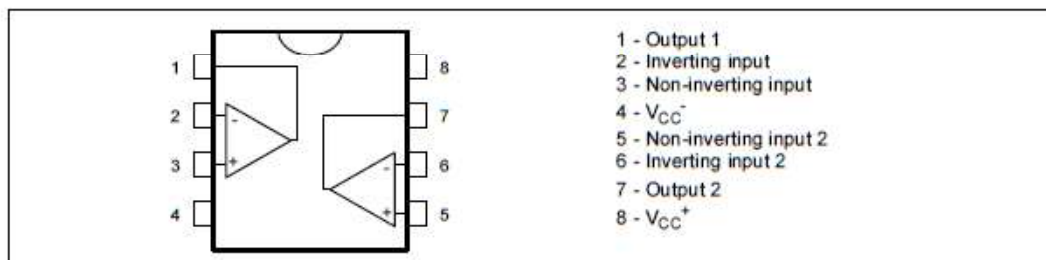
ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package			
		N	S	D	P
LM158,A	-55°C, +125°C	•		•	•
LM258,A	-40°C, +105°C	•		•	•
LM358,A	0°C, +70°C	•	•	•	•

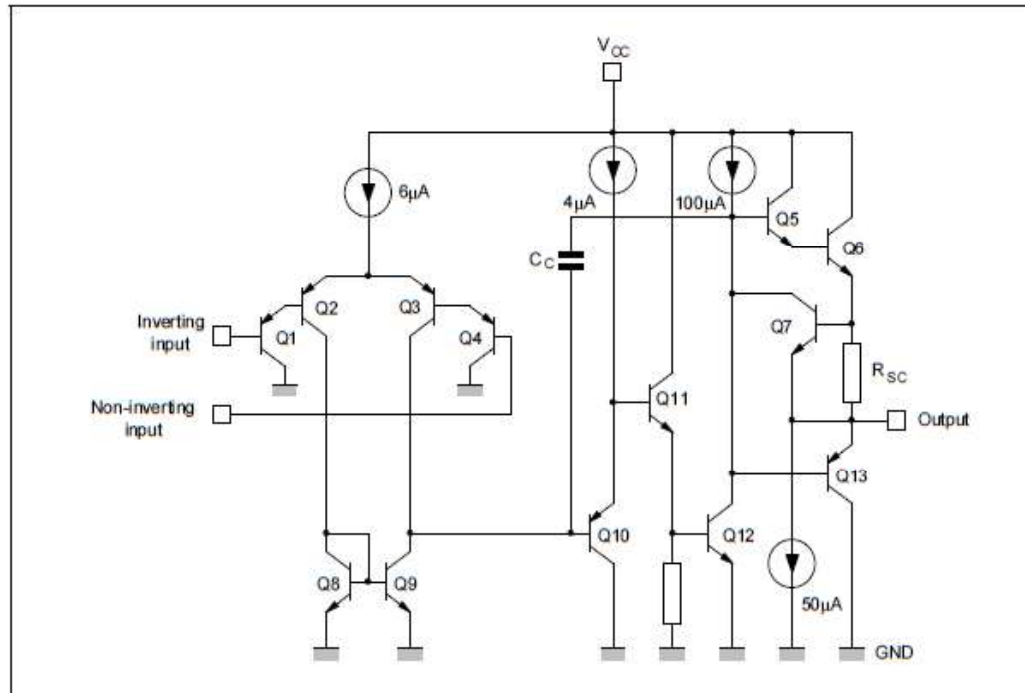
Example : LM258N

N = Dual in Line Package (DIP)
 D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)
 S = Small Outline Package (miniSO) only available in Tape & Reel (DT)
 P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

PIN CONNECTIONS (top view)



SCHEMATIC DIAGRAM (1/2 LM158)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	LM158,A	LM258,A	LM358,A	Unit
V_{CC}	Supply voltage		+/-16 or 32		V
V_i	Input Voltage		-0.3 to +32		V
V_{id}	Differential Input Voltage		+32		V
P_{tot}	Power Dissipation ¹⁾		500		mW
	Output Short-circuit Duration ²⁾		Infinite		
I_{in}	Input Current ³⁾		50		mA
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range		-65 to +150		°C

1. Power dissipation must be considered to ensure maximum junction temperature (Tj) is not exceeded.
2. Short-circuits from the output to V_{CC} can cause excessive heating if $V_{CC} > 15V$. The maximum output current is approximately 40mA independent of the magnitude of V_{CC} . Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuit on all amplifiers.
3. This input current only exists when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistor becoming forward biased and thereby acting as input diodes clamps. In addition to this diode action, there is also NPN parasitic action on the IC chip. This transistor action can cause the output voltages of the Op-amps to go to the V_{CC} voltage level (or to ground for a large overdrive) for the time duration that an input is driven negative. This is not destructive and normal output will set up again for input voltage higher than -0.3V.

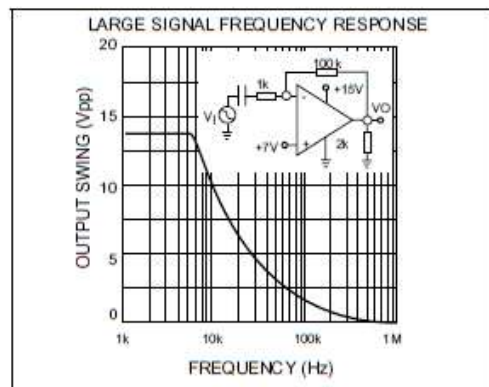
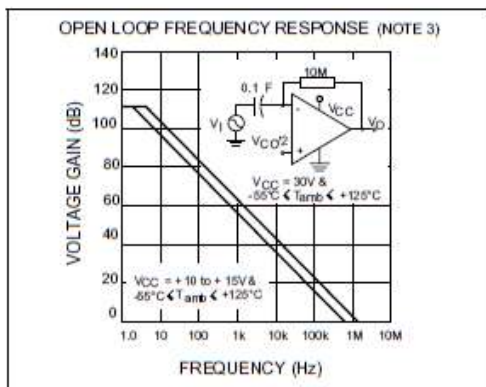
ELECTRICAL CHARACTERISTICS
 $V_{CC}^+ = +5V$, $V_{CC}^- = \text{Ground}$, $V_O = 1.4V$, $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	LM158A-LM258A LM358A			LM158-LM258 LM358			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage - note ¹⁾ $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ LM158, LM258 LM158A $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ LM158, LM258		1	3		2	7 5	mV
I_{io}	Input Offset Current $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		2	10 30		2	30 40	nA
I_{ib}	Input Bias Current - note ²⁾ $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20	50 100		20	150 200	nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain $V_{CC} = +15V$, $R_L = 2k\Omega$, $V_O = 1.4V$ to $11.4V$ $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	50 25	100		50 25	100		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_s \leq 10k\Omega$) $V_{CC}^+ = 5V$ to $30V$ $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	65 65	100		65 65	100		dB
I_{CC}	Supply Current, all Amp, no load $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ $V_{CC} = +5V$ $V_{CC} = +30V$		0.7	1.2 1		0.7	1.2 2	mA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range $V_{CC} = +30V$ - note ³⁾ $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	0 0		$V_{CC}^+ - 1.5$ $V_{CC}^+ - 2$	0 0		$V_{CC}^+ - 1.5$ $V_{CC}^+ - 2$	V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_s \leq 10k\Omega$) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	70 60	85		70 60	85		dB
I_{source}	Output Current Source $V_{CC} = +15V$, $V_O = +2V$, $V_{id} = +1V$	20	40	60	20	40	60	mA
I_{sink}	Output Sink Current ($V_{id} = -1V$) $V_{CC} = +15V$, $V_O = +2V$ $V_{CC} = +15V$, $V_O = +0.2V$	10 12	20 50		10 12	20 50		mA μA
V_{OPP}	Output Voltage Swing ($R_L = 2k\Omega$) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	0 0		$V_{CC}^+ - 1.5$ $V_{CC}^+ - 2$	0 0		$V_{CC}^+ - 1.5$ $V_{CC}^+ - 2$	

LM158,A-LM258,A-LM358,A

Symbol	Parameter	LM158A-LM258A LM358A			LM158-LM258 LM358			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{OH}	High Level Output Voltage ($V_{CC}^+ = 30V$)							V
	$T_{amb} = +25^\circ C$ $R_L = 2k\Omega$	26	27		26	27		
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	26			26			
	$T_{amb} = +25^\circ C$ $R_L = 10k\Omega$	27	28		27	28		
V_{OL}	Low Level Output Voltage ($R_L = 10k\Omega$)							mV
	$T_{amb} = +25^\circ C$		5	20		5	20	
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$			20			20	
SR	Slew Rate $V_{CC} = 15V, V_I = 0.5$ to $3V, R_L = 2k\Omega,$ $C_L = 100pF,$ unity Gain	0.3	0.6		0.3	0.6		$V/\mu s$
GBP	Gain Bandwidth Product $V_{CC} = 30V, f = 100kHz, V_{in} = 10mV, R_L = 2k\Omega,$ $C_L = 100pF$	0.7	1.1		0.7	1.1		MHz
THD	Total Harmonic Distortion $f = 1kHz, A_v = 20dB, R_L = 2k\Omega, V_O = 2V_{pp},$ $C_L = 100pF, V_O = 2V_{pp}$		0.02			0.02		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $f = 1kHz, R_s = 100\Omega, V_{CC} = 30V$		55			55		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
DV_{IO}	Input Offset Voltage Drift		7	15		7	30	$\mu V/^\circ C$
DI_{IO}	Input Offset Current Drift		10	200		10	300	$pA/^\circ C$
V_{O1}/V_{O2}	Channel Separation - note 4) $1kHz \leq f \leq 20kHz$		120			120		dB

- $V_O = 1.4V, R_s = 0\Omega, 5V < V_{CC}^+ < 30V, 0 < V_{IC} < V_{CC}^+ - 1.5V$
- The direction of the input current is out of the IC. This current is essentially constant, independent of the state of the output so no loading change exists on the input lines.
- The input common-mode voltage of either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0.3V. The upper end of the common-mode voltage range is $V_{CC}^+ - 1.5V$, but either or both inputs can go to +32V without damage.
- Due to the proximity of external components insure that coupling is not originating via stray capacitance between these external parts. This typically can be detected as this type of capacitance increases at higher frequencies.



ORDEN DE EMPASTADO