

**INSTITUTO TECNOLÓGICO SUPERIOR DE IRAPUATO**



**INSTITUTO TECNOLÓGICO  
SUPERIOR DE IRAPUATO**

ESTUDIOS CON RECONOCIMIENTO DE VALIDEZ OFICIAL  
NÚMERO 11-00065

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA FUENTE DE ALIMENTACIÓN  
PARA EL CONTROL EFICIENTE DE LÁSERES CON APLICACIONES A  
LA BIOMÉDICA**

**OPCIÓN I: TESIS PROFESIONAL**

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRÍA EN INGENIERÍA**

**PRESENTA:**

**ING. MIGUEL ANGEL SALAS REYES**

**DIRECTORES DE TESIS:**

**DR. GERARDO VÁZQUEZ GUZMÁN**

**DR. JOSÉ MIGUEL SOSA ZÚÑIGA**

**ASESOR EXTERNO:**

**DR. ERNESTO ELÍAS VIDAL ROSAS**

IRAPUATO, GTO.

DICIEMBRE 2023







Irapuato, Guanajuato, **12/diciembre/2023**

**OFICIO: CIPI-005-2023**

**ASUNTO:** Autorización de impresión de tesis de maestría

**DR. JOSÉ MIGUEL SOSA ZÚÑIGA**  
**PRESIDENTE DEL CONSEJO DE POSGRADO**  
**MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA**  
**PRESENTE**

C Por medio de la presente y a solicitud del comité tutorial integrado por:

Dr. Gerardo Vázquez Guzmán  
Dr. José Miguel Sosa Zúñiga  
Dr. Gilberto Muñoz Moreno  
Dr. Mario Alberto Juárez Balderas

se autoriza la impresión de la tesis titulada "**Diseño e implementación de una fuente de alimentación para el control eficiente de láseres con aplicaciones a la biomédica**" realizada por el estudiante **C. Miguel Ángel Salas Reyes** con número de control **MIP21110006** la cual ha sido desarrollada dentro del programa de la Maestría en Ingeniería Electrónica bajo la dirección del Dr. Gerardo Vázquez Guzmán y la codirección del Dr. José Miguel Sosa Zúñiga y ha sido revisada y aprobada por el comité tutorial antes mencionado

Sin otro particular, aprovecho la ocasión para enviarle un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**

*Excelencia en Educación Tecnológica®  
Espíritu de Excelencia en Desarrollo Tecnológico*

**M.C. ISAI GONZALEZ GAONA**  
**DIRECTOR ACADÉMICO Y PRESIDENTE DEL CIPI**

Con copia para:

M.C. Akira Torreblanca Ponce. Titular del Departamento de Investigación. Para su seguimiento.  
M. I. J. Sacramento Solórzano Lujano Titular de Jefatura de División Ing. Electrónica. Para su conocimiento y atención  
Archivo

IGG/ATP/\*naap







INSTITUTO TECNOLÓGICO  
SUPERIOR DE IRAPUATO

## Constancia de aprobación de la tesis

La tesis **Diseño e Implementación de una Fuente de Alimentación para el Control Eficiente de Láseres con Aplicaciones a la Biomédica** presentada para obtener el Grado de Maestría en Ingeniería Electrónica con especialidad en Electrónica de Potencia fue elaborada por el **Ing. Miguel Angel Salas Reyes** y aprobada el **12 de diciembre de 2023** por los suscritos, designados por el Consejo de Posgrado de la Maestría en Ingeniería Electrónica del Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico Superior de Irapuato.

---

Dr. Gerardo Vázquez Guzmán  
(Director de la tesis)

---

Dr. José Miguel Sosa Zúñiga  
(Co-Director de la tesis)

---

Dr. Gilberto Muñoz Moreno  
(Sinodal)

---

Dr. Mario Alberto Juárez Balderas  
(Sinodal)





## Créditos Institucionales

Esta tesis fue elaborada en el Laboratorio de Maestría en Ingeniería Electrónica (LMIE) del Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico Superior de Irapuato, bajo la dirección del Dr. Gerardo Vázquez Guzmán en colaboración con el Dr. José Miguel Sosa Zúñiga adscritos a este instituto.



# Agradecimientos

En primer lugar, quiero expresar mi sincero agradecimiento al Instituto Tecnológico Superior de Irapuato (ITESI) por brindarme la oportunidad de formarme dentro de sus instalaciones. Agradezco a todas las personas que han sido parte integral de este proceso, en especial al Consejo de Posgrado de la Maestría en Ingeniería Electrónica. Gracias.

Agradezco al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencia y Tecnología (CONAHCYT), por la beca otorgada que facilitó mi estancia en el posgrado.

Además, deseo expresar mi profundo agradecimiento a mis asesores, el Dr. Gerardo Vázquez Guzmán, Dr. José Miguel Sosa Zúñiga y al Dr. Ernesto Elías Vidal Rosas, por su dedicación y entrega a este trabajo de investigación. Aprecio la confianza y el respeto que me brindaron. Su guía y apoyo fueron invaluable.

Agradezco también al Jefe de División M. en I. J. Sacramento Solórzano Lujano por todo el apoyo y a todos los profesores del Núcleo Académico Básico del Programa de la Maestría en Ingeniería Electrónica, Dr. Mario Alberto Juárez Balderas, Dr. Adolfo Rafael López Núñez, Dr. Gilberto Muñoz Moreno y M. C. José Juan Alfaro Rodríguez, quienes dedicaron tiempo y esfuerzo a mi formación profesional.

Agradezco a mi familia por el apoyo constante a lo largo de este camino. En particular, agradezco a mis padres por proporcionarme una educación sólida que me permitió concluir este trabajo y seguir adelante a pesar de los desafíos que enfrenté.

Por último, expreso mi agradecimiento a mis compañeros de generación, Carlos Malpica y Cristian Robles, por su valiosa amistad y constante apoyo a lo largo de este recorrido.

Miguel Angel Salas Reyes  
Irapuato, Guanajuato, México, diciembre 2023





# Índice General

Resumen	XIII
Abstract	XV
Lista de Acrónimos	XVII
Lista de Figuras	XIX
Lista de Tablas	XXI
Introducción	1
<b>1. Generalidades del Proyecto</b>	<b>3</b>
1.1. Planteamiento del Problema . . . . .	3
1.2. Justificación . . . . .	4
1.3. Objetivos . . . . .	5
1.3.1. Objetivo General . . . . .	5
1.3.2. Objetivos Específicos . . . . .	5
<b>2. Antecedentes Teóricos</b>	<b>7</b>
2.1. Moteado Láser “Speckle” . . . . .	7
2.1.1. Formación del Moteado Láser . . . . .	8
2.2. Imagenología de Contraste de Moteado Láser . . . . .	10
2.3. Espectroscopia de Correlación Difusa . . . . .	11
2.4. Tomografía Óptica de Contraste Moteado . . . . .	13
<b>3. Diseño e Implementación del Sistema</b>	<b>15</b>
3.1. Especificaciones Generales del Sistema . . . . .	15
3.2. Diseño del Hardware . . . . .	18

## Índice General

---

3.2.1.	Etapa para el Control de los Láseres . . . . .	18
3.2.2.	ESP32 y Etapa de Comunicación . . . . .	20
3.2.3.	Etapa de Alimentación . . . . .	22
3.3.	Diseño del Software para el ESP32 . . . . .	27
3.3.1.	Estructura General del Programa . . . . .	31
3.4.	Diseño e Implementación del PCB . . . . .	34
3.4.1.	Diseño del PCB del Sistema . . . . .	35
3.4.2.	Implementación del Sistema . . . . .	36
<b>4.</b>	<b>Resultados Experimentales</b>	<b>39</b>
4.1.	Pruebas Preliminares del Sistema . . . . .	39
4.2.	Linealidad de la Potencia Óptica con Respecto a la Corriente en el Diodo Láser . . . . .	40
4.3.	Estabilidad en la Potencia Óptica del Diodo Láser . . . . .	44
4.4.	Prueba de Oclusión en el Brazo . . . . .	46
<b>5.</b>	<b>Optimización del Diseño del Sistema</b>	<b>51</b>
5.1.	Cambios en el Diseño del Hardware . . . . .	51
5.1.1.	Señal de Control para el Controlador Láser . . . . .	51
5.1.2.	Monitoreo de la Corriente en los LDs . . . . .	52
5.1.3.	Regulador Lineal a 3.3 V . . . . .	53
5.2.	Cambios en el Diseño del Software . . . . .	54
5.2.1.	Estructura General del Programa . . . . .	58
5.3.	Diseño e Implementación del PCB . . . . .	61
5.3.1.	Diseño del PCB del Sistema . . . . .	62
5.3.2.	Implementación del Sistema . . . . .	65
<b>6.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>67</b>
	<b>Referencias</b>	<b>69</b>

# Resumen

En este proyecto de tesis se diseña y se valida experimentalmente un sistema electrónico que es capaz de garantizar los parámetros eléctricos de un arreglo de dispositivos láser para obtener tomografías cerebrales usando la técnica SCOT (Tomografía Óptica de Contraste Moteado). Esta técnica permite monitorear la hemodinámica cerebral para diagnosticar patologías que pueden ocurrir en el cerebro. El sistema SCOT se construye usando tres elementos principales, el primero de ellos es una fuente de luz láser, la cual se hace incidir sobre el objeto de estudio, en este caso, el cerebro. El segundo elemento es el conjunto de un medio a través del cual la luz reflejada se transmite, una lente y una cámara CCD (charge-coupled device, por sus siglas en inglés), este conjunto se encarga de construir la imagen de la luz reflejada que contendrá la información que se pretende obtener del cerebro. Finalmente el tercer elemento es un sistema de cómputo con el cual se procesará la imagen capturada y se extraerá y analizará la información así obtenida. Este proyecto de tesis se enfoca en garantizar la operación de los dispositivos láser, los cuales, al estar orientados a aplicaciones en el área de la medicina, es necesario garantizar que cumpla con ciertos requisitos de operación y de seguridad. Por lo tanto, se plantea un sistema de alimentación y control para los dispositivos láser que permiten dar estabilidad a la potencia emitida por el láser, controlabilidad de los tiempos de operación, portabilidad, entre otros importantes requerimientos. El sistema propuesto se valida de manera experimental considerando inicialmente solo la validación del sistema electrónico y posteriormente mediante pruebas de oclusión en un brazo humano.



# Abstract

In this thesis the design and the experimental validation of an electronic system, which guarantees to fulfill the requirements of a laser array for Speckle Contrast Optical Tomography (SCOT) technique is developed. This technique allows monitoring the brain hemodynamic to diagnose possible brain pathologies. The SCOT system can be constructed using three main parts; the first part is the laser light source, which incides on the study object, in this case the brain. The second part is the integration of a medium through which the reflected light is transmitted, a lens and a Charge-Coupled Device (CCD) camera. This set of devices allows the construction of the image transmitted by the reflected light, which contains the brain information. Finally, the third part of the system is a computer where the obtained image is processed. From here, the information is analyzed and certain pathologies can be found and then, a diagnostic can be provided to the user. In this thesis the main objective is oriented to guarantee the operation of the laser devices, since this is a medical application, they must guarantee the compliance of the security norms and requirements. Therefore, an electronics system to feed and control the lasers with stability of the emitted power, duty cycle operation and portability is designed. An experimental validation of the proposed design is performed using an occlusion test on a human arm.



# Lista de Acrónimos

**ADC** Convertidor Analógico Digital (*Analog to Digital Converter*).

**ASL-MRI** Resonancia Magnética con Etiquetado de Spin Arterial (*Arterial Spin Labeling Magnetic Resonance Imaging*).

**CBF** Flujo Sanguíneo Cerebral (*Cerebral Blood Flow*).

**CCD** Dispositivo de Carga Acoplada (*Charge-Coupled Device*).

**DAC** Convertidor Digital Analógico (*Digital to Analog Converter*).

**DCS** Espectroscopia de Correlación Difusa (*Diffuse Correlation Spectroscopy*).

**EMA** Media Móvil Exponencial (*Exponential Moving Average*).

**ESD** Descargas Electroestáticas (*Electrostatic Discharge*).

**LASCA** Análisis de Contraste de Moteado Láser (*Laser Speckle Contrast Imaging Analysis*).

**LD** Diodo Láser (*Laser Diode*).

**LDO** Baja Caída (*Low Dropout*).

**LSCI** Imagenología de Contraste de Moteado Láser (*Laser Speckle Contrast Imaging*).

**LSD** Dígito Menos Significativo (*Least Significant Digit*).

**LSI** Imagenología de Moteado Láser (*Laser Speckle Imaging*).

**MSD** Dígito Más Significativo (*Most Significant Digit*).

**NIR** Infrarrojo Cercano (*Near-Infrared*).

**PCB** Placa de Circuito Impreso (*Printed Circuit Board*).

**PET** Tomografía por Emisión de Positrones (*Positron Emission Tomography*).

## Lista de Acrónimos

---

**PWM** Modulación por Ancho de Pulso (*Pulse Width Modulation*).

**RBCs** Glóbulos Rojos (*Red Blood Cells*).

**SCOT** Tomografía Óptica de Contraste Moteado (*Speckle Contrast Optical Tomography*).

**SNR** Relación Señal-Ruido (*Signal-to-Noise Ratio*).



# Lista de Figuras

2.1. Moteado láser o patrón de interferencia moteada. . . . .	8
2.2. Formación del moteado de campo lejano. . . . .	9
2.3. Formación de una imagen moteada. . . . .	9
2.4. Configuración típica de LSCI. . . . .	10
2.5. Configuración típica de DCS. . . . .	12
2.6. Configuración típica de SCOT. . . . .	13
3.1. Diagrama general del sistema SCOT. . . . .	16
3.2. Diagrama general del sistema de alimentación y control. . . . .	17
3.3. Diagrama esquemático del controlador láser MLD203CLN. . . . .	19
3.4. Diagrama esquemático del DAC AD5311. . . . .	20
3.5. Diagrama esquemático del ESP32-PICO-D4. . . . .	21
3.6. Diagrama esquemático de la comunicación USB a UART. . . . .	23
3.7. Diagrama esquemático del cargador de batería y gestor de energía. . . . .	24
3.8. Diagrama esquemático del convertidor Buck-Boost de 5 V fijos. . . . .	25
3.9. Diagrama esquemático del regulador lineal de voltaje a 3.3 V. . . . .	26
3.10. Formato para enviar el mensaje. . . . .	28
3.11. Diagrama de flujo del programa general. . . . .	32
3.12. Diagrama de flujo para decodificar las instrucciones. . . . .	33
3.13. Diagrama de flujo para ejecutar las instrucciones. . . . .	34
3.14. Diseño y representación 3D de la tarjeta de comunicación. . . . .	35
3.15. Diseño y representación 3D de la tarjeta para el controlador láser. . . . .	36
3.16. Diseño y representación 3D de la tarjeta de control. . . . .	37
3.17. Implementación de los PCBs que integran el sistema seccionado. . . . .	37
4.1. Pruebas preliminares del sistema. . . . .	40
4.2. Condiciones para realizar las pruebas. . . . .	41

## Lista de Figuras

---

4.3. Comportamiento de la potencia óptica del LD durante diez minutos a diferentes niveles de corriente establecida. . . . .	42
4.4. Potencia óptica con respecto a la corriente en el LD. . . . .	43
4.5. Comparación entre la potencia óptica obtenida y la (4.1). . . . .	44
4.6. Comportamiento de la potencia óptica en el diodo láser a diferentes niveles de corriente constante durante una hora. . . . .	45
4.7. Comportamiento de la potencia óptica en el diodo láser a diferentes niveles de corriente en modo conmutado durante una hora. . . . .	46
4.8. Condiciones al realizar la prueba de oclusión en el brazo. . . . .	47
4.9. Ubicación de los puntos de muestreo. . . . .	48
4.10. Intensidad bruta (Valores en escala de grises: 8 bits). . . . .	49
4.11. Intensidad normalizada. . . . .	50
4.12. Intensidad normalizada con respecto a la media del periodo de referencia expresada en porcentaje. . . . .	50
5.1. Diagrama esquemático del DAC AD5669R. . . . .	52
5.2. Diagrama esquemático del ESP32 y puertos utilizados para el sensado de la corriente a través de los LDs. . . . .	53
5.3. Diagrama esquemático del regulador lineal de voltaje a 3.3 V. . . . .	54
5.4. Segundo formato para enviar instrucciones. . . . .	55
5.5. Diagrama de flujo del programa general. . . . .	59
5.6. Diagrama de flujo para decodificar las instrucciones. . . . .	61
5.7. Diagrama de flujo para ejecutar las instrucciones. . . . .	62
5.8. Forma y dimensiones de la placa base. . . . .	63
5.9. Diseño de las ranuras y su deposición en la placa base.. . . . .	64
5.10. Diseño de las pestañas y su disposición en la placa del controlador. . . . .	64
5.11. Diseño de las tarjetas para el controlador. . . . .	65
5.12. Diseño a 4 capas y representación 3D del PCB. . . . .	65
5.13. Implementación de la placa base del sistema. . . . .	66

# Lista de Tablas

3.1. Resumen general de los formatos para que el ESP32 pueda ejecutar las instrucciones. . . . .	31
4.1. Potencia óptica y corriente del LD con respecto al voltaje establecido. . . .	42
4.2. Temperatura al inicio y final de la prueba en el LD con diferentes corrientes establecidas en modo constante. . . . .	45
4.3. Temperatura al inicio y final de la prueba en el LD con diferentes corrientes establecidas en modo conmutado (encendido-apagado). . . . .	46
5.1. Resumen general de los formatos para que el ESP32 pueda ejecutar las instrucciones. . . . .	58



# Introducción

El Flujo Sanguíneo Cerebral (*Cerebral Blood Flow*) (CBF) representa aproximadamente el 20% del flujo sanguíneo total del cuerpo humano. Esta proporción elevada se debe a que el cerebro es un órgano vital e indispensable que requiere un metabolismo alto [1]. Los daños cerebrales causados por una mala oxigenación o cambios bruscos en el CBF son irreversibles ya que pueden causar discapacidad permanente o incluso hasta la muerte. Datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS) revelan que el accidente cerebrovascular es la segunda causa de muertes, representando el 11% del total de las muertes a nivel mundial, equivalente a 6 millones de personas por año [2].

La observación del CBF se vuelve crucial. Sin embargo, los sistemas de imagenología existentes, como Tomografía por Emisión de Positrones (*Positron Emission Tomography*) (PET) y Resonancia Magnética con Etiquetado de Spin Arterial (*Arterial Spin Labelling Magnetic Resonance Imaging*) (ASL-MRI), son demasiado costosos y voluminosos para su instalación en camas hospitalarias [3]. De hecho, debido a su considerable costo, en cuatro países del Continente Americano aún no se cuenta con este tipo de sistemas [4]. Además, en México aproximadamente el 40% de los sistemas de imagenología que están en operación se consideran obsoletos [5].

La necesidad de trabajar en la reducción de tamaño, mejorar el rendimiento de los sistemas, así como el desarrollo de técnicas que optimicen procesos, reduzcan costos y eliminen las barreras para su implementación a gran escala, son fundamentales en diversas áreas. En especial para el ámbito biomédico, donde cumplir con estos requisitos no solo aumenta la accesibilidad, sino que también beneficia a un mayor número de personas. En el caso de la Tomografía Óptica de Contraste Moteado (*Speckle Contrast Optical Tomography*) (SCOT) es una herramienta que aún está en desarrollo pero tiene todo el potencial para ofrecer una solución más accesible en hospitales y clínicas con recursos limitados.

Aunque la SCOT ha evolucionado de otras tecnologías, representa un avance signi-

ficativo en el campo de la imagen biomédica. Esta técnica no invasiva permite el estudio detallado del flujo sanguíneo y la evaluación de patologías en tejidos profundos con alta resolución espacial y temporal [6, 7, 8, 9]. Una ventaja adicional es que, a diferencia de los sistemas existentes, SCOT ofrece un método relativamente económico, portátil y sin radiación ionizante para mapear de manera continua el CBF [10].

En esta tesis, se aborda el diseño, la implementación y las pruebas experimentales de un sistema de alimentación láser aplicado al campo de la imagen biomédica a través de la técnica de SCOT. La concepción de este sistema se desglosa en dos versiones. La primera versión se distingue por ser un diseño seccionado por etapas, que destaca por su tamaño reducido y portabilidad. Por otro lado, la segunda versión representa un diseño optimizado que integra todas las secciones de la primera versión en una única placa. Este diseño optimizado conserva todas las cualidades del primer enfoque, al mismo tiempo que aborda y mejora los puntos débiles identificados en la versión anterior.

Este documento de tesis se estructura en 5 capítulos. En el primer capítulo, se abordan las generalidades del proyecto, donde se explica el motivo detrás de la iniciativa, su justificación y los objetivos necesarios para llevar a cabo el proyecto. En el segundo capítulo se proporciona una introducción general a la teoría detrás de la SCOT. En el tercer capítulo, se concentra exclusivamente en el diseño e implementación del sistema seccionado, mientras que en el cuarto capítulo se presentan los resultados experimentales obtenidos con el primer diseño. En el quinto capítulo se detallan los cambios y modificaciones realizados para obtener el sistema optimizado. Finalmente, el sexto capítulo aborda las conclusiones derivadas de este trabajo de tesis. Cada capítulo contribuye de manera específica al desarrollo y comprensión global de la investigación.

# Capítulo 1

## Generalidades del Proyecto

En este primer capítulo se presenta un panorama general de la problemática, así como la delimitación del proyecto, el por qué se va a desarrollar y cómo se materializará a través del objetivo general y los objetivos específicos.

### 1.1. Planteamiento del Problema

El cerebro es un órgano fundamental en los seres vivos, ya que permite interpretar lo que se percibe alrededor nuestro, así mismo, hacer movimientos esqueleto musculares que nos ayudan a sobrevivir de amenazas externas, alimentarnos, pensar, razonar entre muchas otras. En términos generales el cerebro es el órgano principal del cuerpo humano que nos permite estar vivos sin depender de alguien.

Las enfermedades o daños irreversibles causados al cerebro se producen mayormente en los primeros días de haber nacido, sin embargo, en personas de edad avanzada también se han presentado casos de daño al cerebro por mala oxigenación en la sangre. El CBF es un parámetro fundamental que permite observar los cambios o comportamientos en niveles de oxigenación en la sangre [11].

El CBF microvascular es un importante biomarcador sobre la salud del cerebro humano porque es una medida del suministro de nutrientes necesario para el metabolismo, así como su desecho. Por lo tanto, medir el CBF permite estudiar al cerebro humano durante su desarrollo normal, patológico, y durante la ocurrencia de accidentes traumáticos o vasculares. El acoplamiento entre la actividad neuronal y el CBF regional se considera fundamental en el estudio de la actividad cerebral funcional y es la base de muchas técnicas

de neuroimagen funcional [12].

Hay una gran cantidad de tecnologías en imagenología que miden el CBF, sin embargo, la SCOT presenta varias ventajas en comparación a otras [9, 13]. La tomografía óptica de contraste moteado basa su funcionamiento en un fenómeno llamado interferencia moteada que fue observada por los científicos alrededor de la década de 1960 y en un principio no era deseada. Este patrón de interferencia se produce incidiendo un haz de luz coherente hacia una superficie rugosa o medio turbio y mediante el reflejo de la luz hacia una pantalla, se crea este patrón de interferencia moteada o moteado láser [14].

Un elemento fundamental de esta tecnología es el láser, pues éste requiere de alta estabilidad en la potencia de salida, alta robustez al ruido electrónico, e inmunidad a cambios ambientales e intrínsecos como lo son cambios en la temperatura. En este proyecto de tesis se busca diseñar e implementar una fuente de alimentación que sea capaz de proveer los requerimientos mencionados anteriormente, además, como es una técnica de monitoreo no invasiva, se pretende que el dispositivo sea de dimensiones reducidas, de tal manera que permita su portabilidad y la posibilidad de no limitar la movilidad del paciente.

### 1.2. Justificación

El sistema cardiovascular es uno de los sistemas de mayor importancia del cuerpo humano, ya que se encarga de llevar nutrientes, hormonas y oxígeno a cada uno de los órganos y tejidos que lo integran. Uno de los órganos más importantes, es el cerebro, su oxigenación es de suma importancia debido a que los daños en este órgano son irreversibles, lo cual podría llevar a una atrofia cerebral causada por una mala oxigenación.

Monitorear la hemodinámica cerebral mediante la técnica de imagenología SCOT permite extraer información para diagnosticar patologías, ver la evolución de enfermedades y su tratamiento o simplemente visualizar el funcionamiento normal así como la actividad cerebral.

Hoy en día, hay pocos sistemas que permiten realizar esta técnica, por otra parte los sistemas existentes que monitorean el flujo sanguíneo limitan la movilidad del paciente, debido a que son sistemas robustos y las dimensiones que abarcan aún son considerablemente grandes para facilitar su portabilidad.



## 1.3. Objetivos

El tema de investigación desarrollado parte de un objetivo general, del cual emergen una serie de objetivos particulares que permitirán concretarlo, en donde se abarca desde la revisión del estado del arte, hasta su implementación y validación experimental.

### 1.3.1. Objetivo General

Realizar el diseño, análisis e implementación experimental de una fuente de alimentación conmutada que permita cumplir con los requerimientos de un sistema de imagenología basada en SCOT.

### 1.3.2. Objetivos Específicos

- Revisar el estado del arte de sistemas basados en tomografía óptica de contraste moteado, además de revisar las características del Diodo Láser (*Laser Diode*) (LD), su funcionamiento y tipos de drivers utilizados.
- Definir los parámetros y características del sistema de alimentación a diseñar.
- Proponer un sistema que satisfaga los parámetros demandados por la aplicación.
- Diseñar y validar experimentalmente el sistema propuesto.



# Capítulo 2

## Antecedentes Teóricos

En este capítulo se presentan los principios fundamentales para generar el moteado láser, así como, la revisión de tecnologías de imagenología que utilizan este fenómeno físico, incluyendo la SCOT. En donde se describe, la forma en que se implementan y sus principales características.

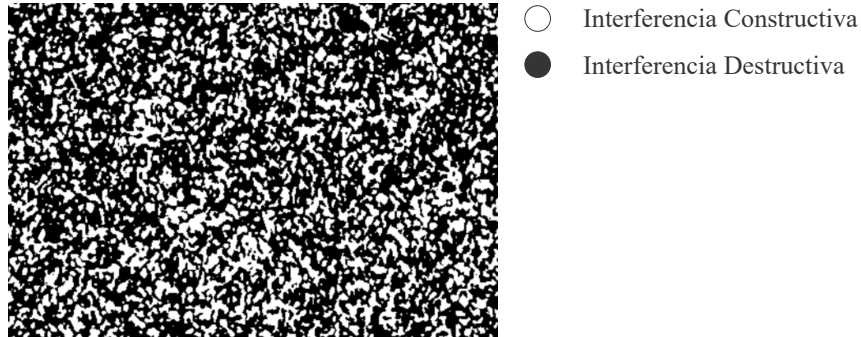
### 2.1. Moteado Láser “Speckle”

Hoy en día el diodo láser ha tenido un gran impacto en la vida diaria del ser humano, esto se debe a que ha permitido mejorar procesos, no solo en la industria sino también en otros campos así como en la medicina, en disciplinas como dermatología, oftalmología, odontología, ginecología, sistema cardiovascular, neurocirugía entre otras [15].

Si bien al igual que en otras invenciones, el láser no tenía un rumbo definido o un enfoque hacia una aplicación en específico, por otra parte, la invención del diodo láser no fue una casualidad, sino que fue producto de investigaciones sobre el efecto de emisión estimulada propuestas por el físico Albert Einstein en 1917, que consistía en como los electrones pueden emitir luz a una longitud de onda específica [15, 16].

La invención del láser se concretó en la década de 1960, y años más tarde en algunas de sus primeras aplicaciones, se observó un fenómeno que al principio se consideraba un problema, tanto que hubo investigaciones para poder mitigarlo. En un comienzo lo llamaron efecto de “granularidad” debido a su apariencia, pero el nombre de “*speckle*” (moteado) tomo más relevancia. Este patrón se genera cuando una luz altamente coherente se refleja desde una superficie rugosa o se propaga a través de un medio con fluctuaciones

aleatorias del índice de refracción [17]. La Figura 2.1 muestra el característico moteado láser, el cual es un patrón de interferencia producido por la luz reflejada o dispersada desde diferentes partes de la superficie iluminada [14, 17].



**Figura 2.1.** Moteado láser o patrón de interferencia moteada.

El moteado láser o patrón de interferencia es un fenómeno aleatorio propio de la superficie rugosa iluminada. El cual genera dos escenarios, “puntos iluminados” y “puntos con ausencia de luz”. Si las ondas individuales que llegan a un punto en común, se encuentran en fase, se observa un punto iluminado que es llamado interferencia constructiva. Por otro lado, en el caso contrario, la interferencia destructiva se genera cuando todas las ondas individuales que llegan a un punto en común se anulan, como resultado, se observa un punto oscuro en la imagen.

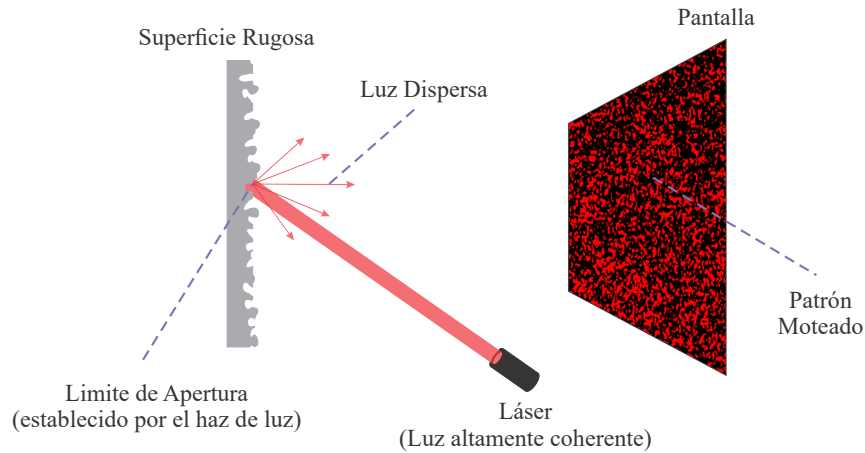
El moteado láser es un patrón extremadamente complejo que a simple vista no se puede relacionar fácilmente con la superficie rugosa que lo genera, sino que pudiera parecer un fenómeno completamente caótico y desordenado [17, 18]. Es por eso que el moteado láser únicamente puede ser descrito cuantitativamente mediante los métodos de probabilidad y estadística [14, 17, 18, 19]. De hecho, es común expresar el contraste moteado ( $K$ ) como la relación entre la desviación estándar ( $\sigma$ ) y la intensidad media ( $I$ ), tal como se indica en (2.1) [14, 19, 20].

$$K = \frac{\sigma}{\langle I \rangle} \quad (2.1)$$

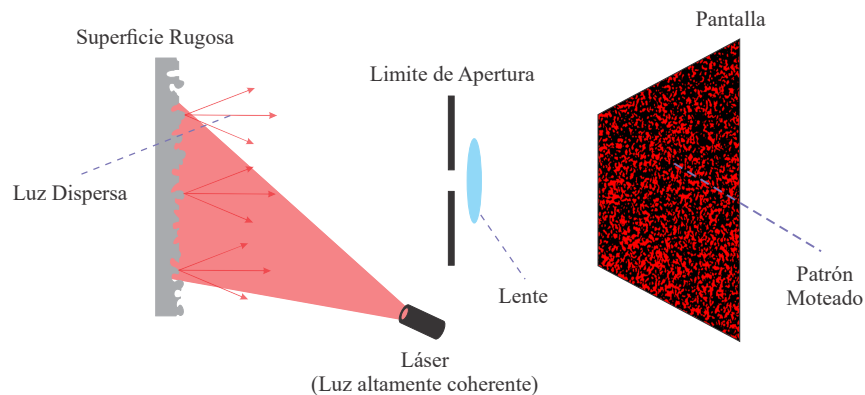
### 2.1.1. Formación del Moteado Láser

La formación del patrón de motas se puede generar de varias maneras, pero las dos más comunes o más utilizadas son el “moteado de campo lejano” e “imagen moteada” y se diferencian en la manera en que son obtenidas. La forma en la que se obtiene el moteado de campo lejano se muestra en la Figura 2.2, el cual se genera al proyectar un rayo láser

angosto sobre una superficie, en donde a través de una pantalla a cierta distancia, se refleja el patrón moteado característico de dicha superficie. Por otra parte, la formación de una imagen moteada se muestra en la Figura 2.3, la cual se obtiene al proyectar un rayo láser sobre una superficie, y a través de una apertura a cierta distancia, pasa cierta cantidad de la luz reflejada que próximamente se refleja en una pantalla, obteniendo como resultado el patrón moteado de la superficie iluminada [14, 18, 21].



**Figura 2.2.** Formación del moteado de campo lejano.



**Figura 2.3.** Formación de una imagen moteada.

A grandes rasgos se puede concluir que la diferencia que hay entre el moteado de campo lejano y la imagen moteada es en la forma en que establece el límite de la apertura. En el primer caso que es el moteado de campo lejano, se establece a través de la apertura en el láser, mientras que en el segundo, se establece por medio de una apertura que está situada entre la superficie rugosa y la pantalla, la pantalla únicamente recibe la luz reflejada que pasa a través de dicha apertura.

## 2.2. Imagenología de Contraste de Moteado Láser

La técnica de Imagenología de Contraste de Moteado Láser (*Laser Speckle Contrast Imaging*) (LSCI) se introdujo en la década de 1980 y ha emergido como una herramienta en disciplinas como la neurociencia, dermatología, oftalmología y odontología [22, 23]. Su utilidad radica en la capacidad para capturar imágenes de campo completo del flujo sanguíneo [22]. Esta técnica también es conocida como Imagenología de Moteado Láser (*Laser Speckle Imaging*) (LSI), Imagenología de Perfusión de Moteado Láser y por último, Análisis de Contraste de Moteado Láser (*Laser Speckle Contrast Imaging Analysis*) (LASCA), que fue adoptado por los primeros usuarios [23].

La Figura 2.4 muestra el principio de funcionamiento de LSCI, el cual se basa en iluminar la zona de interés mediante un dispersor que permite abarcar dicha área, la luz reflejada crea el patrón de ruido coherente el cual se registra por medio de un Dispositivo de Carga Acoplada (*Charge-Coupled Device*) (CCD) o cámara CCD. Como se mencionó anteriormente, el patrón moteado puede originarse a partir de diversos medios, como superficies rugosas o medios turbios. En este contexto, se presenta también en el tejido biológico provocado por el movimiento de Glóbulos Rojos (*Red Blood Cells*) (RBCs) [24]. Este desplazamiento de RBCs produce un patrón de motas difuso, el cual se calcula utilizando (2.1) mediante el contraste moteado, representado por la variable  $K$  [22, 23, 25].

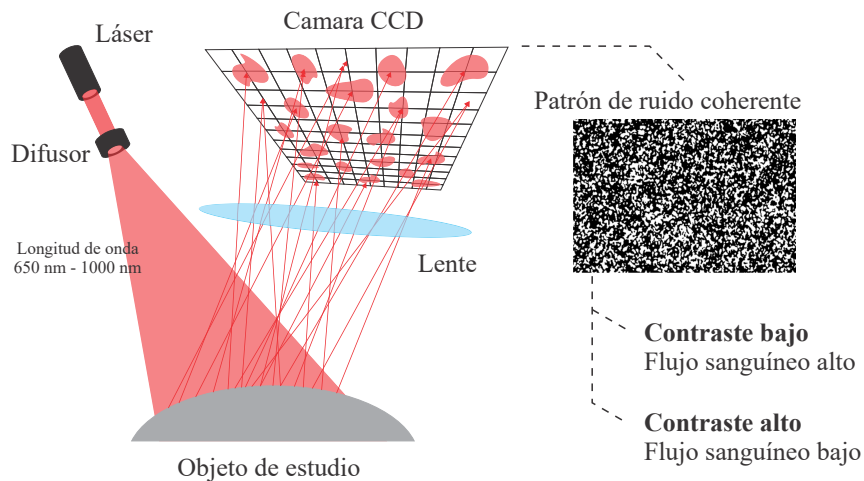


Figura 2.4. Configuración típica de LSCI.

Las fluctuaciones del patrón generado se registran en una cámara CCD, en donde el contraste moteado  $K$ , se calcula sobre una ventana en el espacio o tiempo o en ambas [22]. La ventana es el área mínima que abarca cada mota en píxeles por cada fotograma capturado a través de la cámara CCD. Se recomienda utilizar una ventana en donde cada

mota abarque  $5 \times 5$  ó  $7 \times 7$  píxeles para lograr resultados óptimos [23, 25]. Tanto para LSCI espacial como temporal se utiliza esta ventana para calcular el contraste moteado  $K$ . Sin embargo, para LSCI espacial se calcula en un solo fotograma, mientras que para LSCI temporal se realiza en múltiples fotogramas. Cabe mencionar que cada una de estas variantes cuentan con sus propias ventajas y desventajas [22]. Así mismo, el contraste moteado únicamente puede tomar valores de cero a uno, en dónde, un contraste bajo representa un flujo sanguíneo alto y viceversa, un contraste alto, indica un flujo sanguíneo bajo [26].

Dado que esta técnica ilumina uniformemente la zona de interés mediante una única fuente de iluminación láser, la profundidad de penetración se encuentra restringida a las capas superficiales del tejido humano, con una penetración menor a 1 mm [24]. Por otro lado, para obtener imágenes del CBF mediante LSCI es necesario adelgazar o extirpar una porción del cráneo para lograr acceso a la corteza cerebral. Este procedimiento se realiza con el fin de mejorar la transparencia del tejido óseo y permitir una penetración más efectiva de la luz láser lo cual hace que sea una desventaja considerable para monitorear tejidos profundos [22].

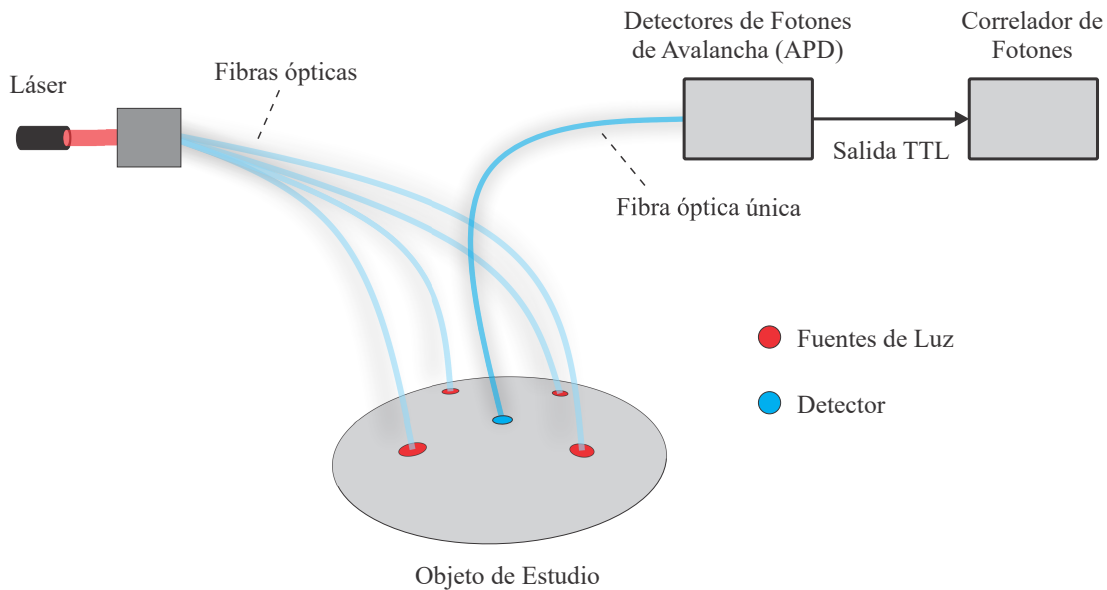
### 2.3. Espectroscopia de Correlación Difusa

La Espectroscopia de Correlación Difusa (*Diffuse Correlation Spectroscopy*) (DCS) es una técnica relativamente nueva que tiene un alto potencial como herramienta de seguimiento clínico en camas hospitalarias y en la neurociencia [27]. A diferencia de LSCI, la DCS utiliza la intensidad de las fluctuaciones de la luz láser del Infrarrojo Cercano (*Near-Infrared*) (NIR). Esta diferencia conlleva varias ventajas, como mayor profundidad de penetración, que no es invasiva y además tiene una excelente resolución temporal [28].

En términos generales, DCS tiene la capacidad de detectar el flujo sanguíneo al cuantificar las variaciones temporales en los campos de luz que emergen de la superficie del tejido. Estas variaciones dinámicas son resultado de la dispersión causada por las células en movimiento, las cuales provocan fluctuaciones temporales en la intensidad detectada. Para cuantificar estas fluctuaciones, se utiliza la función de autocorrelación temporal de la intensidad de la luz recolectada [27].

En la Figura 2.5 se muestra la instrumentación necesaria para implementar la técnica DCS, que está compuesta por tres elementos fundamentales. En primer lugar, se encuentra un láser de larga coherencia en el rango infrarrojo que va desde los 650 nm hasta los 1000

nm, encargado de proporcionar la luz al tejido a través de NIR [11]. En segundo lugar, se utilizan detectores de fotodiodos de avalancha (APD), capaces de contar fotones individuales y generar un pulso electrónico por cada fotón recibido. Por último, se incorpora un correlador de fotones que registra los tiempos de llegada de todos los fotones detectados por los APD, derivando así una función de correlación de intensidad basada en las separaciones temporales de todos los pares de fotones [27].



**Figura 2.5.** Configuración típica de DCS.

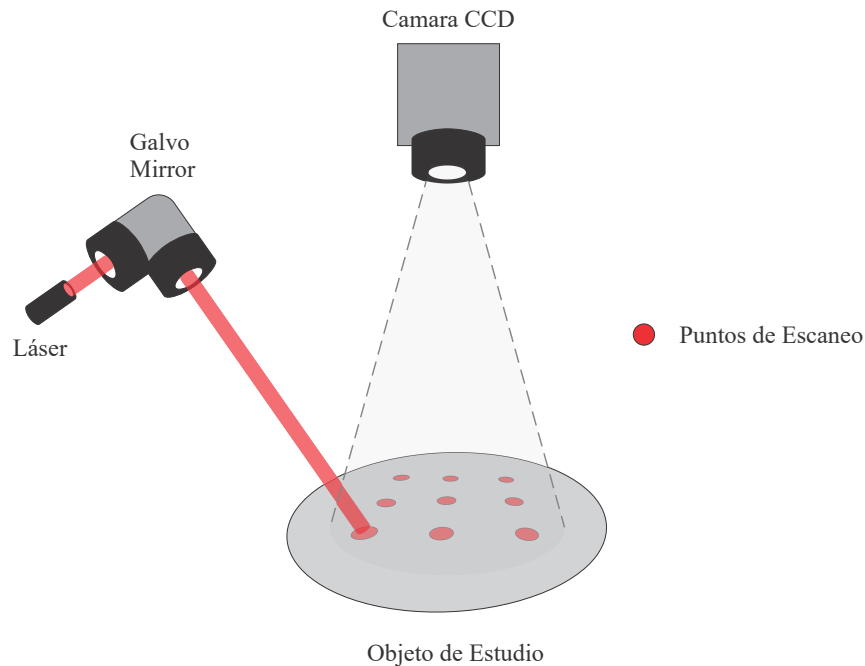
Los sistemas DCS tradicionales emplean fibras monomodo (SMF) para acoplar una mota a un detector de fotón único. Además DCS tiene baja Relación Señal-Ruido (*Signal-to-Noise Ratio*) (SNR) porque solo muestra un único speckle a lo largo del tiempo, de hecho si se aumenta el número de fibras ópticas para acoplar más motas en un solo detector, aumenta la linealidad de la tasa de recuento de fotones ( $N_{ph}$ ) pero no la SNR [29].

La limitación más significativa de la DCS radica en la reducida relación SNR y el rango dinámico limitado. Esto se debe a la necesidad de calcular la función de autocorrelación de la intensidad mediante la medición individual de cada speckle, utilizando, en su mayoría, fibras de modo único o fibras de pocos modos con áreas de recolección reducidas [7]. Además, la instrumentación empleada no se presta para una implementación a gran escala en cuanto a la densidad de detectores, dado que estos dispositivos resultan considerablemente costosos [3].



## 2.4. Tomografía Óptica de Contraste Moteado

La técnica de imagen SCOT representa un enfoque basado en el contraste moteado, diseñado para observar la dinámica en medios turbios, como el flujo sanguíneo. Lo distintivo de SCOT radica en su capacidad para combinar lo mejor de dos técnicas diferentes. Por un lado, permite el uso de múltiples fuentes de luz, como se implementa en DCS, lo que resulta crucial para la dispersión de fotones múltiples. Por otro lado, adopta detectores de costo relativamente bajos, similares a los empleados en LSCI. Esta combinación estratégica de atributos hacen que SCOT tenga la ventaja de aprovechar las fortalezas de ambas técnicas previas, creando así un enfoque integral para la obtención de imágenes del flujo sanguíneo [6, 7]. En la Figura 2.6 se ilustra los componentes principales para realizar esta técnica de Imagenología.



**Figura 2.6.** Configuración típica de SCOT.

La técnica de SCOT es una innovación reciente que tiene la capacidad de producir mapas tridimensionales del flujo sanguíneo en tejidos profundos mediante un sistema que se caracteriza por su simplicidad y relativo bajo costo. A pesar de sus beneficios, SCOT presenta algunas limitaciones. En primer lugar, requiere hardware sofisticado, lo que puede aumentar la complejidad del sistema. Además, la falta de escalabilidad asociada con esta técnica puede resultar en una reducción de la resolución espacial y en dificultades para localizar señales de manera precisa [9].

## Capítulo 2. Antecedentes Teóricos

---

El sistema de SCOT se fundamenta en la estrategia de iluminar el área de interés desde varios puntos, buscando mejorar significativamente la resolución del sistema. La luz dispersada en el tejido humano es reflejada hacia una cámara CCD, encargada de registrar con precisión el patrón de motas resultante del proceso de iluminación láser. Este patrón moteado, capturado por la cámara, se somete a un proceso de análisis en una computadora para determinar el contraste “ $K$ ” asociado al moteado láser. La información obtenida a través de los fotogramas de la cámara CCD, combinada con el contraste “ $K$ ”, permite visualizar el comportamiento del flujo sanguíneo, ya sea en respuesta a algún estímulo o en su estado normal. Este enfoque brinda una herramienta valiosa para estudiar y comprender la hemodinámica en tejidos profundos.

# Capítulo 3

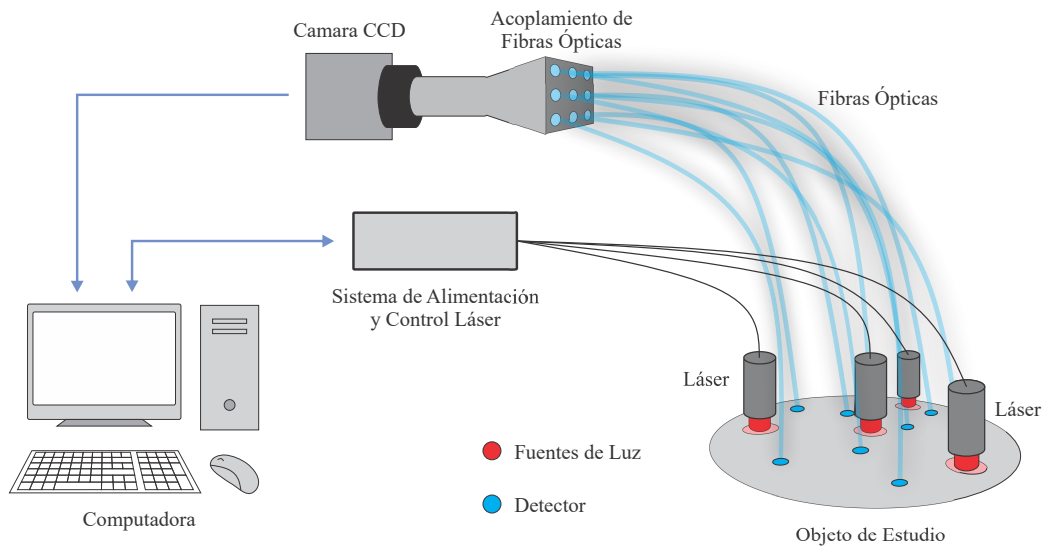
## Diseño e Implementación del Sistema

En este capítulo, se presenta una descripción detallada tanto de las especificaciones generales como del diseño del sistema. Se inicia estableciendo una sólida base al definir las especificaciones generales que rigen el sistema. Además, se destacaron los requisitos clave que orientaron las decisiones de diseño. Finalmente, ya establecidas las especificaciones generales del sistema, se aborda de manera exhaustiva tanto el diseño del hardware como el del software.

### 3.1. Especificaciones Generales del Sistema

La tarea principal de esta tesis es desarrollar un sistema de alimentación y control preciso y eficiente, que permita mantener estables los parámetros de operación de un arreglo de dispositivos láser usados para observar cambios del CBF a través de la SCOT. Esta técnica de imagenología requiere que la potencia óptica del láser sea lo más estable posible, para que las fluctuaciones propias del sistema no afecten las mediciones, y que los cambios de intensidad e interferencia moteada sean propios del CBF y no provengan de fluctuaciones tales como caídas de tensión en las fuentes de alimentación, rizo de voltaje y corriente, además del ruido y perturbaciones que puedan presentarse en las señales de control. La Figura 3.1 ilustra el diagrama general del funcionamiento de la técnica SCOT. Este proyecto, se concentra exclusivamente en el diseño e implementación del sistema de alimentación para el control láser.

Las especificaciones generales del sistema surgen de albergar por al menos 4 LDs que permitan ser controlados independientemente uno del otro, mediante instrucciones enviadas desde un dispositivo externo. Además de esto, un requisito fundamental es que



**Figura 3.1.** Diagrama general del sistema SCOT.

la potencia óptica emitida por los LDs debe ser lo más estable posible, tanto en periodos relativamente cortos como en periodos largos. Teniendo en cuenta todos estos aspectos, el sistema debe satisfacer la condición adicional de ser compacto y portátil, facilitando así su transporte y uso en diversas situaciones. Entonces, con el objetivo de desarrollar un sistema que cumpla con los requisitos previamente mencionados, se llevó a cabo una exhaustiva investigación de componentes. Pero únicamente se seleccionaron aquellos que facilitarían cada una de las tareas, considerando no solo sus características internas y externas, sino que también, por su disponibilidad en el mercado.

Las especificaciones generales de este sistema están fundamentadas en la elección cuidadosa del controlador láser utilizado. Este dispositivo es gestionado o controlado mediante una señal de voltaje que opera en un rango de 0 V a 2.5 V. Esta señal de voltaje se emplea para regular la corriente que fluye a través de cada LD. Para generar con precisión esta señal de control, se implementó un Convertidor Digital Analógico (*Digital to Analog Converter*) (DAC) que posibilita la generación de los niveles de tensión requeridos.

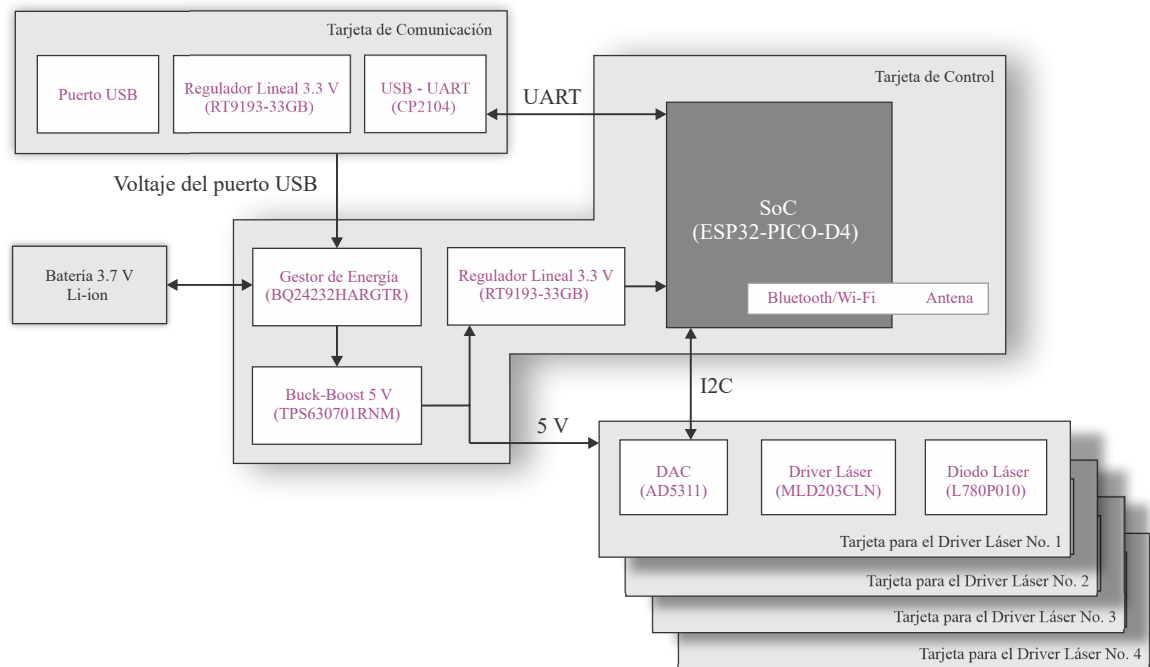
La elección de un DAC como elemento central para generar la señal de control se basa en su capacidad para convertir información digital en una señal analógica precisa. Este componente es esencial para garantizar un control preciso sobre la corriente suministrada a los LDs, contribuyendo así a la estabilidad y rendimiento óptimo del sistema.

Dado que el DAC necesita recibir instrucciones específicas mediante el protocolo de comunicación I2C para generar la señal de voltaje adecuada, fue necesario integrar un microcontrolador dentro del sistema. Este microcontrolador es capaz de recibir instrucciones

provenientes de un dispositivo externo y ejecutarlas de manera eficiente. Esta capacidad de procesamiento y control permite ajustar y modular la señal de voltaje suministrada al DAC, lo que a su vez regula la corriente a través de los LDs.

La conectividad a través de Bluetooth y el protocolo de comunicación UART son elementos cruciales para la eficiencia operativa del sistema. Estos protocolos se utilizan específicamente para enviar datos y recibir instrucciones entre el dispositivo externo y el microcontrolador. Es importante destacar que la interacción no es continua, ya que se estableció un formato de instrucciones previamente, lo que permite al microcontrolador ejecutar comandos con una mínima cantidad de información transmitida. Esta metodología asegura una transferencia de instrucciones sin errores y una respuesta rápida del microcontrolador, contribuyendo a la precisión del control sobre el DAC.

La Figura 3.2 proporciona una representación visual del funcionamiento general de este sistema. Este diseño integral refleja la interacción entre los componentes clave, asegurando un control preciso y eficiente del láser en función de las instrucciones proporcionadas por el dispositivo externo.



**Figura 3.2.** Diagrama general del sistema de alimentación y control.

### 3.2. Diseño del Hardware

El diseño del hardware desempeña un papel fundamental en la ejecución de este proyecto, y su descripción detallada resulta esencial para lograr una comprensión completa del sistema. A lo largo de este apartado, se aborda detalladamente el diseño del hardware empleado en este proyecto. En donde, se describen los dispositivos específicos utilizados y las consideraciones de diseño esenciales para garantizar el funcionamiento óptimo de cada etapa del sistema. Además, se examinan a profundidad los componentes seleccionados, sus conexiones, configuraciones, y la razón detrás de cada elección.

#### 3.2.1. Etapa para el Control de los Láseres

Una condición fundamental para la aplicación exitosa de la técnica de SCOT radica en la necesidad de mantener de manera constante la potencia óptica emitida por el LD, asegurándose de que la potencia óptica este ubicada dentro del espectro infrarrojo. Esto se debe a que en estas longitudes de onda, la luz puede penetrar en tejidos más profundos sin disiparse en las capas superficiales [30]. El LD seleccionado para cumplir con estas exigencias es el L780P010 de la compañía THORLABS. Este dispositivo opera a una longitud de onda de 780 nm a una máxima potencia óptica de 12 mW, la corriente de umbral típica de es 14 mA, mientras que la corriente máxima de operación es de 40 mA. A continuación, se describen las etapas necesarias para poder fijar una potencia óptica a través de este LD.

##### 3.2.1.1. Controlador Láser

El controlador láser desempeña un papel crucial en la gestión precisa de la corriente que fluye a través del LD, para esta tarea, se utiliza el MLD203CLN de la compañía THORLABS. Este dispositivo posee la capacidad de suministrar hasta 200 mA a un voltaje máximo de 3 V para el LD. Entre sus características, se incluyen un arranque suave y un mecanismo de protección contra caídas de tensión, diseñado para resguardar al LD de transitorios de corriente no deseados. Además, exhibe un nivel de ruido de corriente por debajo de los  $3 \mu A$ , lo que contribuye a la estabilidad del sistema.

El control de este driver láser se realiza mediante una señal de voltaje en un rango comprendido de 0 V a 2.5 V. La ecuación (3.1) se encarga de determinar la corriente que circula a través del LD ( $I_{LD}$ ) en función del voltaje establecido ( $V_{ISET}$ ) [31]. En términos generales la corriente que pasa a través de LD es proporcional al  $V_{ISET}$  dividido por una resistencia constante de 12  $\Omega$ . En la Figura 3.3, se muestra detalladamente el dia-

grama esquemático del controlador láser MLD203CLN, caracterizado por su eficiencia y su requerimiento de muy pocos componentes externos para funcionar correctamente. Este componente es esencial para garantizar un rendimiento estable y controlado en el sistema general.

$$I_{LD}[A] = \frac{V_{ISET}[V]}{12.5[\Omega]} \quad (3.1)$$

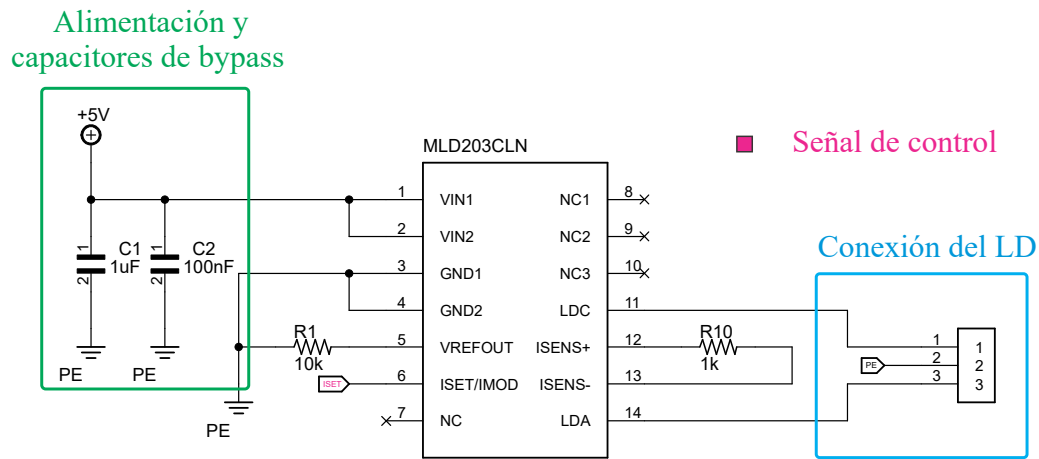


Figura 3.3. Diagrama esquemático del controlador láser MLD203CLN.

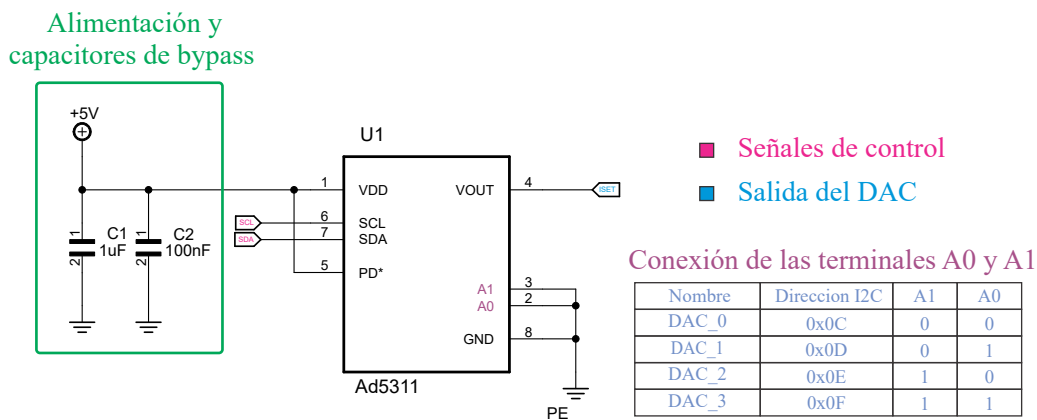
### 3.2.1.2. Señal de Control para el Controlador Láser

Esta etapa conlleva una importancia significativa, ya que su función principal es generar una señal que permita el control preciso del controlador láser. La señal generada debe estar dentro de un rango seguro, específicamente de 0 V a 2.5 V, para evitar posibles daños al controlador láser. Para llevar a cabo esta tarea, se ha incorporado un DAC, en particular el modelo AD5311, que cuenta con una resolución de 12 bits.

El AD5311, al ser un convertidor digital analógico, desempeña un papel esencial al fijar el voltaje en su salida mediante el protocolo de comunicación I2C, que opera a una velocidad de reloj máxima de 400 kHz. La elección de este DAC se fundamenta en su versatilidad, ya que cuenta con dos pines que permiten configurar hasta 4 direcciones distintas, esenciales para el control independiente de cada uno de los 4 controladores láser utilizados en el sistema. El esquemático detallado de este DAC se muestra en la Figura 3.4, donde se resalta la configuración de los pines A0 y A1 para generar las 4 direcciones utilizadas en el protocolo de comunicación I2C, además de que su alimentación proviene de una fuente de voltaje de 5 V. Como ejemplo, en la Figura 3.4 los pines A0 y A1 están

fijados a tierra o nivel cero, entonces, la dirección que tiene ese DAC en específico es 0x0C la cual está expresada en hexadecimal. Si se necesita fijar un voltaje específico a ese DAC es necesario que la dirección se envíe del Dígito Más Significativo (*Most Significant Digit*) (MSD) al Dígito Menos Significativo (*Least Significant Digit*) (LSD).

Un aspecto destacado de este componente es que no requiere la presencia de componentes externos adicionales para su operación; simplemente, necesita recibir las instrucciones mediante el protocolo I2C a las direcciones configuradas mediante los pines A0 y A1, lo que simplifica la implementación y contribuye a la eficiencia del sistema así como su implementación en sistemas con espacio reducido.



**Figura 3.4.** Diagrama esquemático del DAC AD5311.

### 3.2.2. ESP32 y Etapa de Comunicación

Para llevar a cabo la comunicación serial, la conectividad Bluetooth, el control de los láseres mediante el DAC y el monitoreo de la corriente que pasa a través de los LDs, se optó por integrar el ESP32-PICO-D4. Se eligió este dispositivo debido a su tamaño, rendimiento robusto, eficiencia energética y capacidad de procesamiento, además de la conectividad a Wi-Fi y Bluetooth. Estas características hacen que sea una solución escalable, ya que puede permitir la integración de más dispositivos sin necesidad de cambiar de plataforma, si así se requiere. En la Figura 3.5 se muestra el diagrama esquemático que se implementó para integrar el ESP32-PICO-D4.

El ESP32-PICO-D4 es un SoC (System on Chip) desarrollado por Espressif Systems que integra dos microprocesadores Xtensa LX6 de 32 bits de bajo consumo. Además, incorpora de manera perfecta todos los componentes periféricos, incluyendo un oscilador de cristal de 40 MHz, memoria SPI flash de 4 MB, capacitores de filtro y enlaces de adaptación de RF para el Wi-Fi y Bluetooth a 2.4 GHz, todo en el mismo integrado [32].



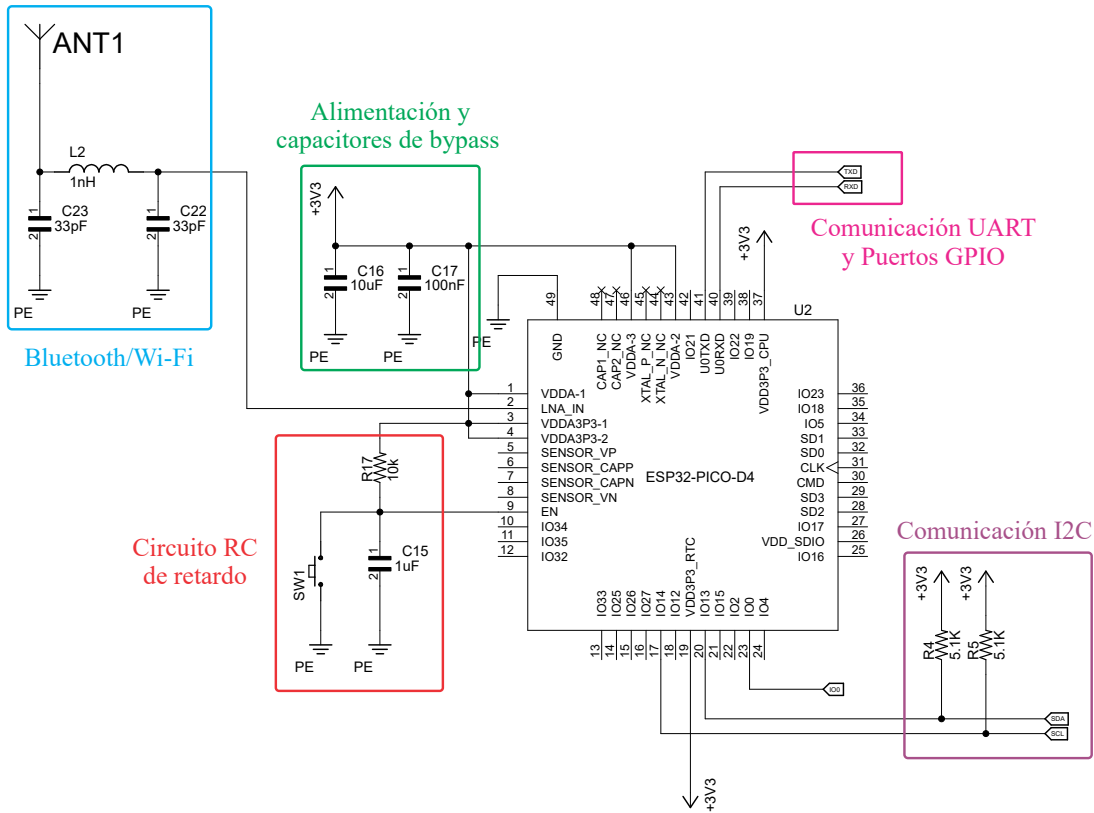


Figura 3.5. Diagrama esquemático del ESP32-PICO-D4.

La etapa de comunicación adquiere una relevancia fundamental, ya que a través de esta es posible enviar y recibir instrucciones necesarias para el correcto funcionamiento del sistema. Las subsecciones siguientes proporcionan una explicación más detallada sobre el propósito específico y la funcionalidad general de cada uno de los protocolos de comunicación empleados.

### 3.2.2.1. Conectividad Bluetooth

La comunicación inalámbrica desempeña un papel crucial en la funcionalidad de este sistema, facilitando la recepción de instrucciones desde un dispositivo externo sin la necesidad de conexiones físicas. La elección de la tecnología Bluetooth se justifica, ya que es un protocolo que permite la conexión directa entre otros dispositivos, a diferencia de otras tecnologías inalámbricas que requieren de un intermediario. Además, el hecho de que el ESP32 ya integre Bluetooth simplifica la implementación, ya que solo se necesita la incorporación de una antena y un arreglo LC para su adecuado acoplamiento, como se ilustra en la Figura 3.5. Este enfoque no solo garantiza la eliminación de cables físicos, sino que también ofrece una solución eficiente y directa para la recepción de instrucciones,

mejorando así el funcionamiento del sistema.

### 3.2.2.2. Comunicación I2C

El control de los LDs se da a través de la señal analógica que el DAC subministra a cada uno de los drivers, sin embargo, para que el DAC pueda proporcionar alguna señal en sus salidas, es necesario que reciba instrucciones específicas por medio de la comunicación I2C. El encargado de enviar dichas instrucciones es el ESP32. La velocidad de la comunicación I2C se estableció en 400 kHz, que es el límite máximo de operación del DAC seleccionado. En la Figura 3.5 se muestra el diagrama esquemático de la implementación del ESP32, con dos puertos designados para la comunicación I2C, uno para los datos (SDA) y otro para la señal de reloj (SCL). Dado que, al configurar estos puertos para la comunicación I2C, el microcontrolador los establece como colector abierto, se añaden resistencias de pull-up para garantizar niveles de voltaje adecuados para el correcto funcionamiento de este protocolo y evitar pérdida de datos.

### 3.2.2.3. Comunicación UART

La comunicación UART cumple con dos funciones clave en este sistema. La primera, es para permitir la carga del programa en el ESP32. Y el segundo, es para proporcionar una vía de comunicación adicional como alternativa al uso del Bluetooth. Dado que el ESP32 no es compatible con el protocolo USB, fue necesario incorporar el CP2104 para posibilitar la conversión de interfaz a través del protocolo USB-UART. En la Figura 3.6, se presenta el diagrama esquemático que se implementó para asegurar el correcto funcionamiento del CP2104 en este sistema. Este componente engloba un puerto USB, capacitores de bypass, diodos de protección contra Descargas Electrostáticas (*Electrostatic Discharge*) (ESD), un circuito de programación automática y dos pulsadores, uno para reiniciar el programa del ESP32 y otro para ponerlo en modo programación.

### 3.2.3. Etapa de Alimentación

La etapa de alimentación o suministro energético a veces no se le da mucha importancia como se debería. Sin embargo, es una de las etapas cruciales del diseño, ya que se encarga de energizar cada uno de los componentes que integran un sistema. La regulación de voltaje, la potencia entregada, el tamaño, el rizado y ruido, además de la eficiencia, son algunos parámetros que se deben considerar a la hora de diseñar una fuente de alimentación. De otra manera, al no tomarlos en cuenta, el sistema podría generar problemas, ya sea por falta de potencia, lo cual implica un sobrecalentamiento en el sistema de ali-

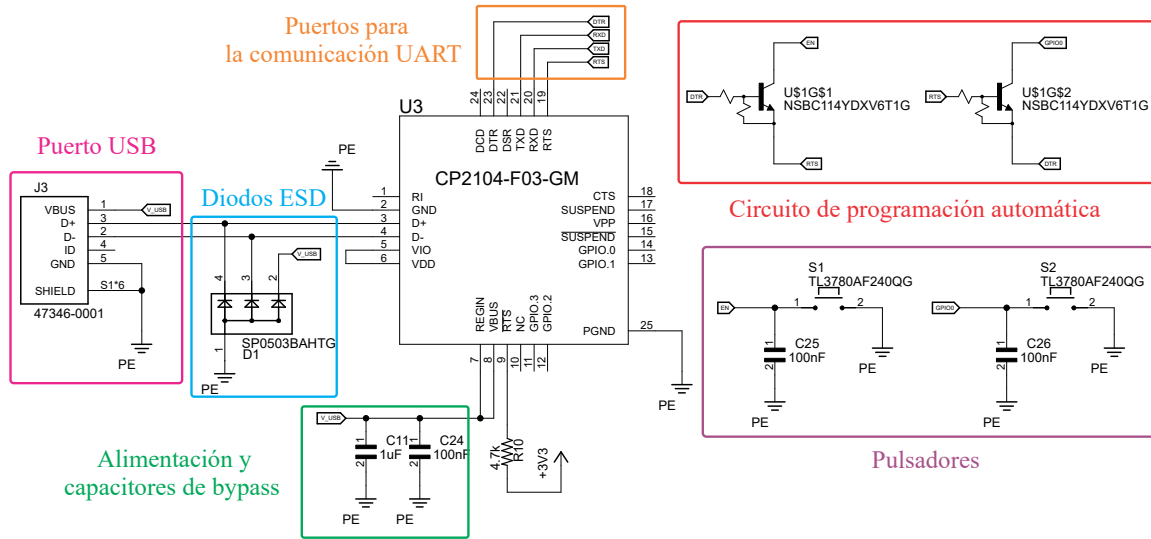


Figura 3.6. Diagrama esquemático de la comunicación USB a UART.

mentación, además del mal funcionamiento del sistema en general, o por otra parte, el sobredimensionamiento, lo cual se traduce en un mayor espacio utilizado en el PCB que podría ser no deseado en algunas aplicaciones y en un incremento del costo del sistema.

El dimensionamiento correcto y la eficiencia energética son cruciales para el sistema SCOT, ya que es un sistema pequeño y portable en el cual se busca la integración de una batería que garantice la portabilidad. Por lo tanto, las pérdidas de potencia que mayormente se dan por calor, impactarán en el tiempo de autonomía y dimensionamiento de la batería. Así mismo, ya que es un sistema de medición, no hay que dejar de lado el ruido que pueda inyectar la fuente hacia el sistema por una mala regulación de tensión.

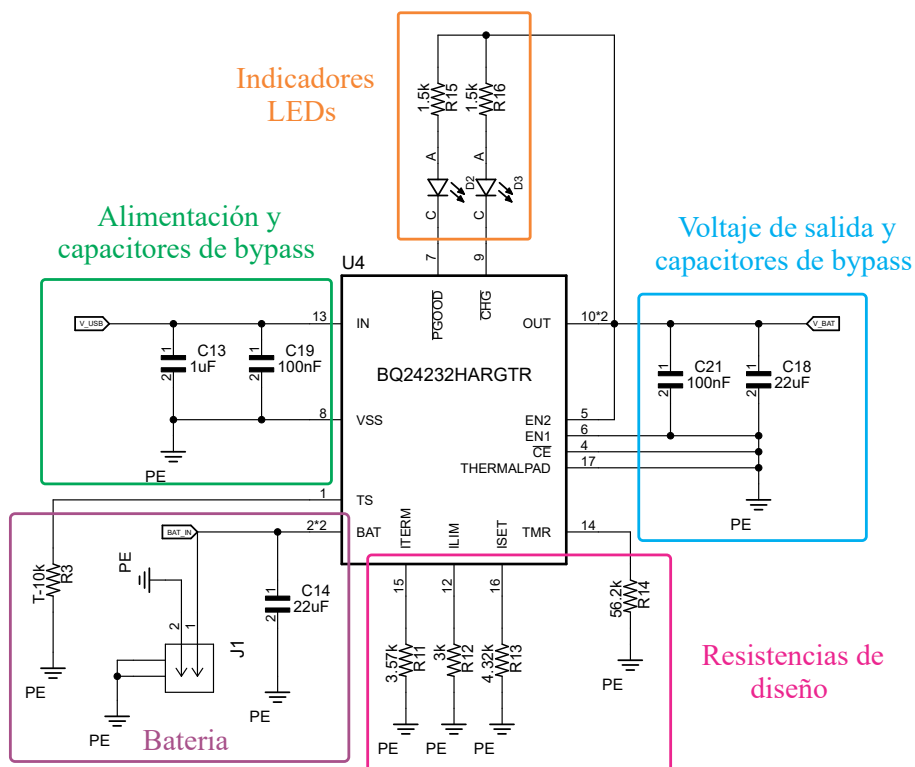
El sistema SCOT integra 3 principales componentes para la etapa alimentación. Uno de ellos es el gestor de baterías BQ24232HARGTR, el cual se encarga de la carga y descarga sin dañar la batería, el segundo componente es el convertidor Buck-Boost TPS630701RNM el cual entrega 5 V fijos a la salida, por último, el regulador lineal TLV75533PDRVR el cual entrega 3.3 V a la salida. A continuación, se describe cada uno de ellos con más detalle, el para que se utilizan y el diagrama esquemático general para su correcto funcionamiento.

### 3.2.3.1. Cargador de Batería y Gestor de Energía

El dispositivo encargado de la carga de la batería y gestión de energía que alimenta el sistema SCOT es el BQ24232HARGTR. Este dispositivo es ideal para aplicaciones portátiles con limitaciones de espacio. Su capacidad para cargar la batería y alimentar el sistema simultáneamente reduce ciclos de carga y descarga, asegura una carga adecuada

y permite el funcionamiento con baterías defectuosas o ausentes. También garantiza un arranque instantáneo, acepta alimentación desde adaptadores AC o puertos USB y ajusta automáticamente la corriente de carga en función de las necesidades del sistema. Además, protege el puerto de alimentación contra caídas de voltaje, ofreciendo una solución eficiente y adaptable para dispositivos portátiles.

En la Figura 3.7 se muestra el diagrama esquemático implementado para el correcto funcionamiento del BQ24232HARGTR. Este diagrama se puede descomponer en 5 partes principales como la alimentación, voltaje de salida, acoplamiento de la batería, indicadores LEDs y las resistencias establecidas que afectaran el tiempo de carga.



**Figura 3.7.** Diagrama esquemático del cargador de batería y gestor de energía.

### 3.2.3.2. Convertidor Buck-Boost a 5 V

Debido a que el controlador láser necesita una fuente de alimentación de 5 V para poder trabajar correctamente, fue necesario integrar un convertidor que permitiera entregar 5 V fijos a la salida independientemente del voltaje de entrada. El convertidor Buck-Boost TPS630701RNM fue seleccionado ya que entrega 5 V fijos con una corriente de hasta 2 A. Se eligió este convertidor ya que permite trabajar con un amplio rango de voltajes en la entrada, que van desde los 2 V hasta los 16 V. Sin embargo, en este sistema el voltaje úni-

camente va desde los 2.2 V considerando una batería casi descargada hasta los 4.4 V que es el máximo voltaje que entrega el gestor de energía BQ24232HARGTR. Este convertidor basa su funcionamiento en la Modulación por Ancho de Pulso (*Pulse Width Modulation*) (PWM) de frecuencia fija a 2.4 MHz, además, utiliza la rectificación síncrona para obtener una alta eficiencia y permitir su uso en aplicaciones portables y de espacio reducido.

Para mantener los 5 V a la salida independientemente del voltaje a la entrada, este convertidor se comporta como un convertidor elevador, si el voltaje a la entrada es menor a 5 V, por otro lado, si el voltaje es mayor a 5 V, se comporta como un convertidor reductor. Además, para mitigar los picos de corriente al inicio, cuenta con un arranque suave que mitiga esas transiciones, así mismo, integra una protección contra cortocircuito que se activa cuando el voltaje a la salida cae por debajo de 1.2 V.

El convertidor ingresa al modo de ahorro de energía con corrientes de carga bajas, para mantener una eficiencia de hasta el 95 % en un amplio rango de corrientes de carga. Así mismo, este convertidor se puede desactivar para minimizar el consumo de batería. Cabe mencionar que durante el apagado, la carga se desconecta de la batería o bien del sistema que energiza este convertidor el cual es el gestor de energía BQ24232HARGTR.

En la Figura 3.8 se muestra el diagrama esquemático implementado para el correcto funcionamiento del TPS630701RNM. Este diagrama se puede descomponer en 4 partes principales como la alimentación, voltaje de salida, inductor nominal e interruptor de habilitación o encendido.

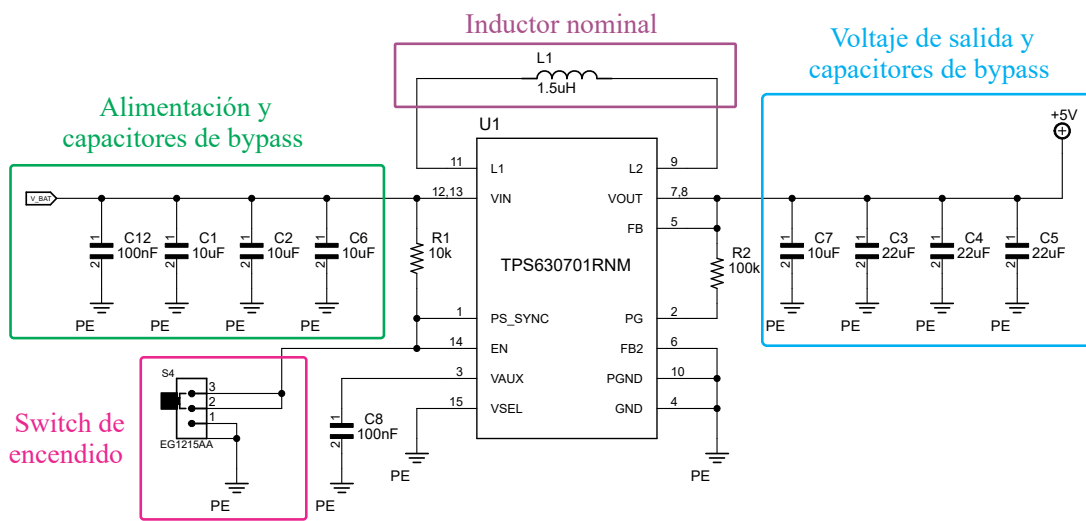
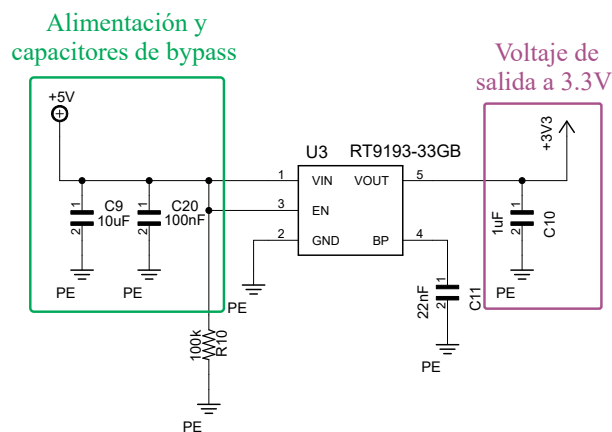


Figura 3.8. Diagrama esquemático del convertidor Buck-Boost de 5 V fijos.

### 3.2.3.3. Regulador Lineal de 3.3 V

Debido a que el ESP32 requiere ser alimentado con un voltaje fijo de 3.3 V, fue necesario integrar el regulador lineal RT9193-33GB. Este regulador es capaz de suministrar hasta 300 mA a 3.3 V fijos. Este tipo de reguladores de Baja Caída (*Low Dropout*) (LDO) permiten proporcionar una salida estable y precisa, ya que no inyectan ruido de conmutación en comparación con otros convertidores de corriente directa. Además, únicamente requieren de capacitores externos para funcionar correctamente, lo cual lo hace ideal para aplicaciones de dimensiones reducidas. En la Figura 3.9 se muestra el diagrama esquemático del regulador lineal implementado.



**Figura 3.9.** Diagrama esquemático del regulador lineal de voltaje a 3.3 V.

Una desventaja de estos reguladores es que, entre más diferencia de potencial haya en la entrada con respecto a la salida, más potencia se disipará en forma de calor ( $P_D$ ). Sin embargo, dado que en esta aplicación se tiene un bajo consumo energético de aproximadamente 264 mW dado que el ESP32 consume 80 mA en promedio, esta desventaja no tiene un gran impacto y podría no tomarse en cuenta o pasar desapercibida. Por otra parte, una ventaja de este tipo de reguladores es que evitan las fluctuaciones de voltaje en sistemas que integran circuitos sensibles, lo cual garantiza un correcto funcionamiento.

### 3.2.3.4. Consumo Energético Total del Sistema y Dimensionamiento de la Batería

Para estimar el consumo energético total del sistema, hay que tener en cuenta los componentes utilizados. En términos generales el dispositivo del cual parte el diseño y los componentes seleccionados, es del controlador láser. Como se mencionó anteriormente el controlador láser puede suministrar hasta 200 mA a un voltaje máximo de 3 V, entonces idealmente se puede decir que la potencia máxima consumida por cada controlador láser

es de 600 mW. Debido a que este sistema alberga 4 controladores láser, la suma total de la potencia requerida es de 2.4 W. Sin embargo, también hay que tener en cuenta el consumo energético de los demás componentes utilizados.

El número de DACs utilizados es el mismo al de los controladores láser, entonces el consumo total para los DACs es de 3 mW ya que cada DAC consume 0.75 mW. Además de esto, también hay que sumar la potencia consumida por el ESP32 el cual consume 264 mW en promedio y la pérdida de potencia en el regulador lineal de 3.3 V de aproximadamente 136 mW. La suma total de cada una de las potencias que se consume arroja un valor de 2.803 W. Cabe mencionar que este valor total no tiene en cuenta las pérdidas de potencia en los controladores driver y la potencia total consumida puede ser mayor a lo calculado.

Debido a que no se consideran algunas pérdidas de potencia y además, es recomendable considerar un margen de tolerancia para fluctuaciones de carga que se puedan presentar, así como futuras expansiones. Teniendo en cuenta estos puntos, el convertidor buck-boost TPS630701RNM puede entregar una potencia máxima de 10 W, sin embargo, está limitado a la potencia que entrega el gestor de energía BQ24232HARGTR el cual puede suministrar hasta 5.55 W.

Una vez calculado la potencia máxima que puede consumir el sistema, se puede calcular la capacidad de la batería con respecto al tiempo de autonomía deseado. Debido a que el cargador de baterías y gestor de energía está diseñado para baterías de iones de litio, es la tecnología que se va a utilizar. Entonces, si se requieren al menos dos horas de autonomía y se redondea a 3 W la potencia total del sistema. Además, tomando en cuenta que el voltaje de la baterías es de 3.7 V, se tiene que la corriente para obtener los 3 W de potencia es de 811 mA aproximadamente. Por último, multiplicando la corriente necesaria por las dos horas de autonomía, se obtiene que al menos la capacidad de la batería debe ser de 1622 mAh.

### 3.3. Diseño del Software para el ESP32

La programación del ESP32 es de suma importancia, ya que a través de él se logra el control de cada uno de los LDs. Cabe resaltar que además de estar conectados de manera individual, los LDs también se controlan de manera independiente, dado que cada DAC controla un único controlador láser. Entonces, para ejecutar alguna instrucción, es necesario que el ESP32 reciba un mensaje a través de la comunicación serial o vía Bluetooth con instrucciones específicas sobre lo que se requiere realizar. Los mensajes o instrucciones

deben ser de tipo “*string*” y estar en el formato adecuado; en caso contrario, el programa no llevará a cabo ninguna acción. Para establecer cualquier instrucción es necesario consultar la Figura 3.10, ya que que el ESP32 solo podrá interpretar las instrucciones solicitadas con ese tipo de formato.



**Figura 3.10.** Formato para enviar el mensaje.

Las instrucciones para apagar y encender todos o algún LD en específico, así como para iniciar secuencias con potencia óptica y velocidad determinadas, es esencial que el formato sea el correcto. Cabe resaltar que cualquier instrucción debe enviarse en “*mayúsculas*”, “*sin espacios*” y de tipo “*string*”. A continuación, se describe como utiliza el formato para cada una de las instrucciones posibles.

### ■ Formato para establecer el voltaje de umbral y operación

Es necesario mencionar que cuando se inicia el programa, el voltaje de operación y el de umbral están establecidos a cero. Por lo que se debe establecer antes de iniciar alguna instrucción, de lo contrario los LDs no se encenderán. Para enviar los valores de voltaje ya sea de Umbral o de Operación, se necesita consultar la hoja de datos del láser utilizado ya que si se establece un voltaje fuera del rango de operación podría no encender o incluso dañarse.

Para establecer el voltaje de umbral y el voltaje de operación, el programa interno del ESP32 solo asigna valores a las variables del programa si el mensaje recibido está como el formato que se muestra en la Figura 3.10. En donde *PalabraClave* debe ser cambiada por la palabra *SET* mientras que *CantidadUno* y *CantidadDos* corresponden al voltaje de umbral y el voltaje de operación respectivamente. Estos dos valores están establecidos en milivoltios en un rango de 0 a 2500. Para calcular el voltaje necesario se debe consultar (3.2), la cual se obtiene al despejar la variable  $V_{\text{ISET}}$  de (3.1).

$$V_{\text{ISET}}[V] = I_{\text{LD}}[A] \cdot 12.5[\Omega] \quad (3.2)$$

Por ejemplo, si se necesita establecer el voltaje de umbral a 80 mV y el voltaje de operación a 300 mV, es necesario que el formato esté de la siguiente manera *SET/80\_300*



para que el programa pueda interpretar correctamente las instrucciones.

### ■ Formato para encender o apagar todos los LDs

Al ejecutar la instrucción de encender o apagar todos los LDs, la *PalabraClave* se debe reemplazar por *ESTADO* en ambos casos. Por otra parte, para el caso de apagar todos los LDs *CantidadUno* debe establecerse con el número “0” y *CantidadDos* no se asigna, por lo que se podría no poner. Para encender todos los LDs *CantidadUno* y *CantidadDos* se debe establecer con el número “4” en ambas cantidades. Entonces, el formato para apagar y encender todos los LDs deberían tener la siguiente apariencia *ESTADO/0\_0* y *ESTADO/4\_4*, respectivamente, para cada uno.

### ■ Formato para encender un único LD

Esta instrucción permite encender un único LD a la vez y mantenerlo encendido por un tiempo indefinido mientras que los demás LDs restantes se encuentran apagados. El formato para encender un LD en particular es reemplazar *PalabraClave* con la palabra *ESTADO*, a la *CantidadUno* se le debe poner el número 4, y por ultimo en *CantidadDos* se debe poner el número del LD que se desea encender. En el caso del “*Sistema por Etapas*” los LDs están numerados del 0 al 3, ya que únicamente hay 4 LDs. Como ejemplo si se desea encender únicamente el LD número cero, el formato debe tener la siguiente forma *ESTADO/4\_0* para que el programa pueda ejecutar dicha instrucción.

### ■ Formato para establecer el voltaje de umbral en todos los LDs

Para ejecutar esta instrucción es necesario que se cambie *PalabraClave* por la palabra *ESTADO*, por otra parte, para *CantidadUno* se cambia por el número “3” y *CantidadDos* no se asigna, por lo que se podría no poner. El aspecto que debería tener esta instrucción para que se ejecute correctamente sería *ESTADO/3\_0*.

### ■ Formato para determinar la velocidad de las secuencias

Para establecer el tiempo de encendido y apagado que determinan la velocidad de la secuencia seleccionada, es necesario seguir el formato de la Figura 3.10. Al ejecutar dicha instrucción la *PalabraClave* debe reemplazarse por la palabra *RETARDO*, y tanto *CantidadUno* como *CantidadDos* corresponden a el tiempo de encendido y apagado respectivamente. El tiempo deseado debe expresarse en milisegundos y el rango de posibles valores está delimitado de 1 a 65535, esto significa que puede generar tiempos desde 1 ms hasta 65.535 s.

Cabe mencionar que, cuando se inicia el programa, el tiempo de encendido y apagado

están establecidos a 100 milisegundos para ambos casos. Por lo tanto, se debe establecer el valor deseado antes de iniciar alguna instrucción; de lo contrario, la velocidad de la secuencia estará regida por los 100 ms que están predefinidos por defecto. Entonces si se desea establecer el *Tiempo de Encendido* a 20 ms y el *Tiempo de Apagado* a 50 ms, el formato debería tener la siguiente apariencia *RETARDO/20\_50* para poder generar los tiempos requeridos.

Es importante destacar que el *Tiempo de Apagado* en la *Secuencia 2* no está delimitado por este, si no más bien, a la resta del “Número total de LDs” menos “1”, por el “*Tiempo de Encendido*”. Esto corresponde a la suma de los tiempos de encendido que transcurren para que un LD se vuelva a encender. Por ejemplo si el *Tiempo de Encendido* está fijado a 10 ms y como el número total de LDs es 4 el tiempo de *Tiempo de Apagado* sería de 30 ms.

### ■ Formato para iniciar una secuencia

Este programa permite ejecutar dos secuencias de forma individual, una a la vez. La primera secuencia permite activar y desactivar todos los LDs al mismo tiempo, es decir, enciende todos los LDs durante un periodo específico y luego los apaga durante otro periodo determinado. La segunda secuencia implica encender todos los LDs uno tras otro, de modo que cada LD se encienda de forma individual antes de pasar al siguiente, hasta que se hayan encendido todos de manera secuencial. Al ejecutar esta instrucción el formato debe estar como el de la Figura 3.10. La *PalabraClave* debe reemplazarse por la palabra *ESTADO*, además *CantidadUno* corresponde al número de secuencia y *CantidadDos* corresponde al número de veces que se repetirá dicha secuencia.

Los valores que se pueden tomar para el “*número de secuencia*” solamente son dos opciones, el número 1 y el número 2 que corresponden respectivamente a la primer y segunda secuencia. Por otro lado, el rango de valores que se va a repetir la secuencia seleccionada va de 1 a 4294967295 que corresponden al número de repeticiones posibles. Como ejemplo, si se necesita ejecutar 3 mil veces la secuencia 2, el formato debe estar de la siguiente manera *ESTADO/2\_3000* para que la instrucción se ejecute correctamente. En caso contrario, si se necesita ejecutar el mismo número de veces pero ahora la secuencia 1 el formato sería *ESTADO/1\_3000*.

### ■ Resumen general de los formatos para ejecutar instrucciones

En la Tabla 3.1, se proporciona un resumen detallado de los formatos correctos que deben seguirse para la ejecución de las instrucciones de manera exitosa. Esta tabla es

esencial, ya que actúa como una guía para todos aquellos que operan el sistema, asegurando que se cumplan los parámetros necesarios.

**Tabla 3.1.** Resumen general de los formatos para que el ESP32 pueda ejecutar las instrucciones.

Instrucción	PalabraClave	CantidadUno	CantidadDos	Ejemplo
Establece el Voltaje de Umbral y Operación	SET	Voltaje de Umbral	Voltaje de Operación	SET/100_200
Apaga Todos los LDs	ESTADO	0	No importa	ESTADO/0_0
Enciende Todos los LDs	ESTADO	4	4	ESTADO/4_4
Enciende un Solo LD	ESTADO	4	LD elegido	ESTADO/4_3
Establece el Voltaje de Umbral en Todos los LDs	ESTADO	3	No importa	ESTADO/3_0
Establece el Tiempo de Apagado y Encendido	RETARDO	Tiempo de Apagado	Tiempo de Encendido	RETARDO/50_50
Ejecuta la Secuencia 1	ESTADO	1	Ciclos	ESTADO/1_50
Ejecuta la Secuencia 2	ESTADO	2	Ciclos	ESTADO/2_100

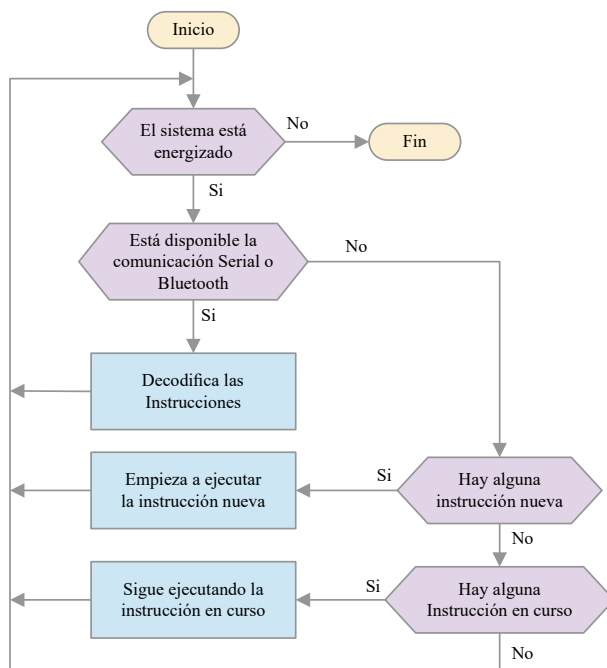
Dentro de esta tabla, se detallan de manera precisa los distintos tipos de instrucciones que pueden ser emitidos al sistema, como encender o apagar los diodos láser, establecer tiempos de encendido y apagado, fijar el voltaje de umbral y operación, configurar secuencias específicas y definir el número de ciclos. Cada uno de estos formatos se presenta de manera clara y concisa, permitiendo entender y aplicar las instrucciones de manera general.

### 3.3.1. Estructura General del Programa

El programa general basa su funcionamiento en dos bloques principales que permiten interpretar las instrucciones y ejecutarlas de manera automática. En la Figura 3.11 se observa el diagrama de flujo general del programa cargado al ESP32. Este diagrama ejemplifica la interacción entre el bloque enfocado a decodificar las instrucciones y los bloques que ejecutan dichas instrucciones.

El primer bloque es el encargado de decodificar los mensajes recibidos, este bloque interpreta si el mensaje está en el formato correcto, lo divide en tres datos y lo almacena en variables diferentes. Estas variables contienen las directrices para poder fijar algún valor e iniciar alguna instrucción.

Por otra parte, el segundo bloque solo se encarga de ejecutar lo que está almacenado en dichas variables. Este bloque es el encargado de fijar el voltaje en los DACs a través de la comunicación I2C, lo cual permite encender o apagar los LDs con respecto



**Figura 3.11.** Diagrama de flujo del programa general.

a las instrucciones especificadas. Cabe mencionar, que en cualquier momento se pueden interrumpir las secuencias, si así se desea, o cambiar algún parámetro mientras se ejecuta alguna secuencia.

Esta configuración de bloques permite que el sistema se comporte eficientemente. En donde cada bloque hace una función específica y esencial que permiten que el programa trabaje fluido y correctamente. A continuación, se detalla de manera más específica como funciona cada bloque del programa.

#### 3.3.1.1. Bloque para Decodificar las Instrucciones

Las instrucciones recibidas deben ser interpretadas por el ESP32. Estas instrucciones fueron establecidas antes de realizar la programación, las cuales deben ser enviadas como tipo “string” y en el formato correcto, de otra manera el ESP32 no las podrá decodificar y por lo tanto no realizará ninguna instrucción. La Figura 3.12 muestra el diagrama de flujo para decodificar el mensaje con dichas instrucciones.

Este bloque se inicia, si y solo si, se ha transmitido alguna instrucción mediante de la comunicación serial o Bluetooth a través un dispositivo externo, de otra manera, no se podrá ingresar a esta parte del programa. Automáticamente, después de haber leído el mensaje, el programa empieza a decodificar las instrucciones.

Si las instrucciones se han enviado correctamente, el programa lo desagrupa en tres partes, la primera es la “Palabraclave” y las dos restantes son “CantidadUno” y “CantidadDos”. La “Palabraclave” determina que instrucción se va a ejecutar, mientras que las otras dos partes son para fijar alguna cantidad o realizar alguna instrucción mas especifica como iniciar secuencias o encender y apagar los LDs.

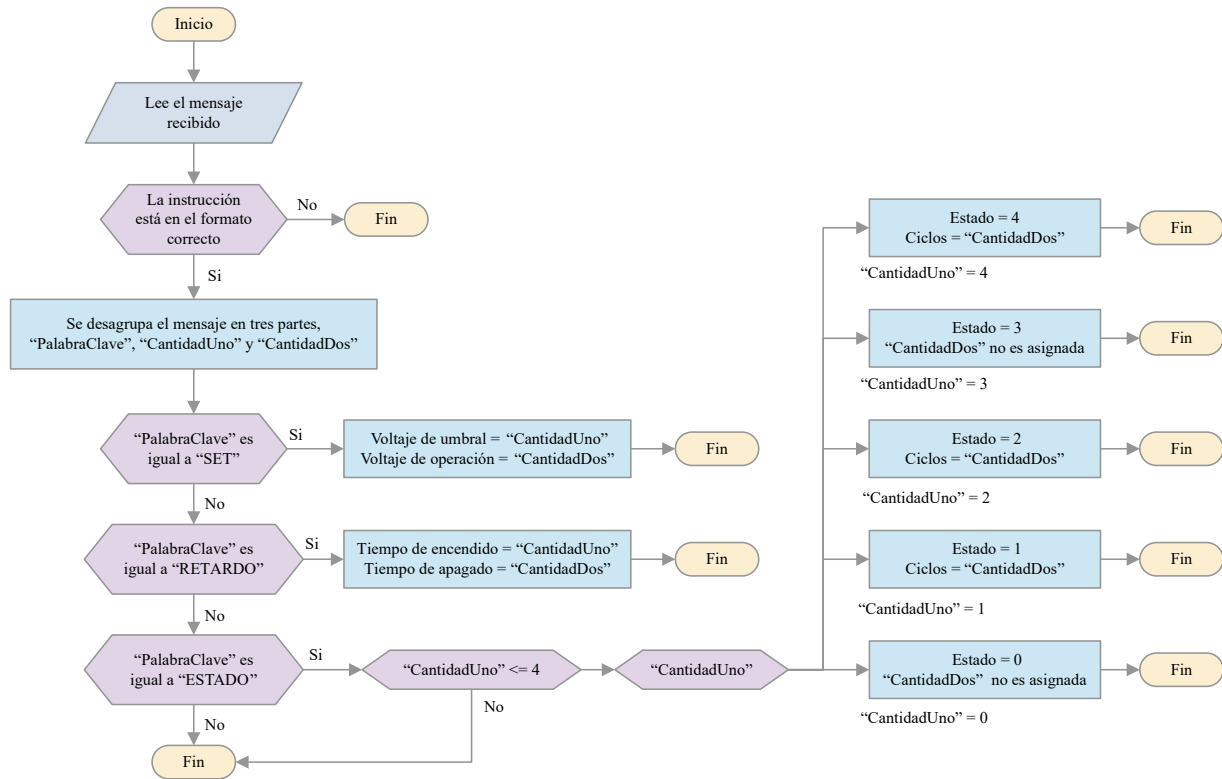


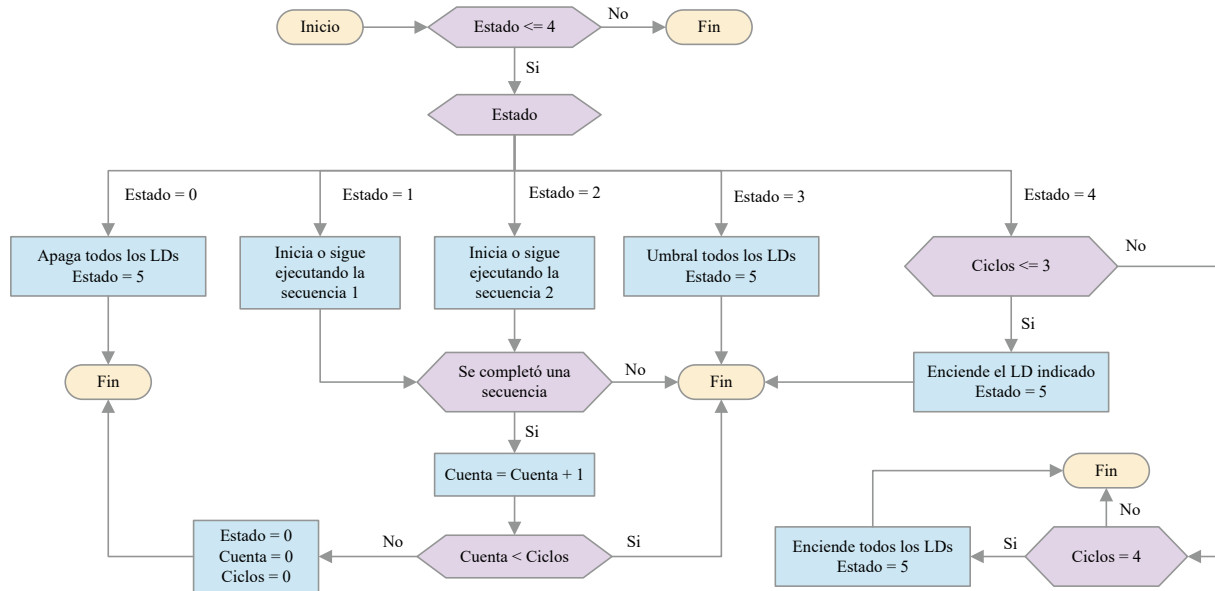
Figura 3.12. Diagrama de flujo para decodificar las instrucciones.

### 3.3.1.2. Bloque para Ejecutar las Instrucciones

Las instrucciones se empiezan a ejecutar automáticamente después de haberse decodificado y haber sido almacenadas en determinadas variables. La variable que marca la pauta es “ESTADO” ya que esta decide que es lo que se va ejecutar. Por otra parte “Ciclos” determina el número de veces que se van a repetir determinada secuencia o el LD que se encenderá así como para encender todos los LDs en caso de que “Ciclos” sea igual a cuatro.

Una vez que se han completado las instrucciones, el programa sobrescribe automáticamente las variables “ESTADO”, “Ciclos”, y “Cuenta”, asegurándose de que la ejecución se realice únicamente el número de veces especificado. En la Figura 3.13 se muestra el diagrama de flujo para ejecutar las instrucciones en donde se describe con mas detalle, como

se ejecutan cada una de las instrucciones.



**Figura 3.13.** Diagrama de flujo para ejecutar las instrucciones.

### 3.4. Diseño e Implementación del PCB

En esta etapa del proyecto se desarrolló un prototipo funcional conformado por diversos módulos. Este enfoque se adoptó con el propósito de facilitar las mediciones, ejercer un mayor control sobre cada sección y detectar con mayor facilidad posibles errores de diseño. El objetivo primordial fue desarrollar un sistema compacto, miniaturizado y portátil, garantizando al mismo tiempo un diseño que no interfiriera con las mediciones cruciales de la intensidad reflejada necesarias para llevar a cabo la técnica SCOT.

El diseño de este prototipo se estructura en tres tarjetas fundamentales, la tarjeta de alimentación y control, la tarjeta de comunicación y, por último, la tarjeta dedicada al driver láser. Cada una de estas tarjetas desempeña un papel esencial en el funcionamiento global del sistema. Es importante destacar que este sistema tiene la capacidad de operar sin necesidad de conectar la tarjeta de comunicación, ya que las instrucciones pueden ser enviadas de manera inalámbrica a través de Bluetooth.

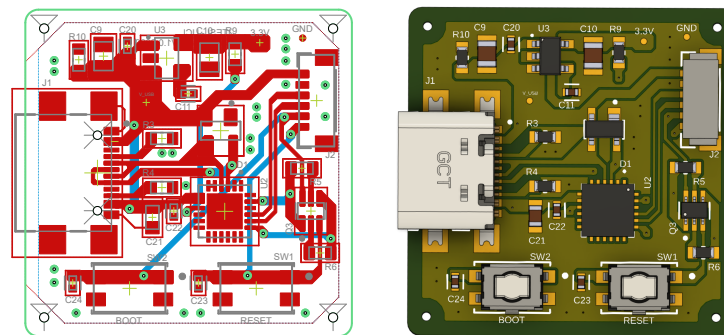
La interconexión y comunicación entre estas tarjetas se logra mediante conectores estratégicamente ubicados, permitiendo una integración sin inconvenientes. Para facilitar la transmisión de datos y energía entre ellas, se utiliza un cable plano con varios hilos, asegurando una conexión robusta y confiable.

Este enfoque modular y la conexión cuidadosamente planificada entre las tarjetas garantizan una operación efectiva del prototipo, donde cada componente cumple su función de manera sincronizada, contribuyendo al rendimiento global del sistema.

#### 3.4.1. Diseño del PCB del Sistema

Para garantizar el correcto funcionamiento en cada Placa de Circuito Impreso (*Printed Circuit Board*) (PCB) diseñada, se intentó en la medida de lo posible apegarse a las reglas de diseño que rigen estos circuitos impresos. Estas reglas abarcan aspectos como la forma y el tamaño de las pistas, la distancia entre ellas, la disposición de los componentes, además de consideraciones para reducir el ruido, como los retornos de tierra, la creación de rutas de baja impedancia en las líneas de suministro y la colocación de filtros lo más cerca posible de cada componente que se alimenta. En resumen, las reglas de diseño en una PCB son esenciales, ya que garantizan el correcto funcionamiento de un circuito electrónico.

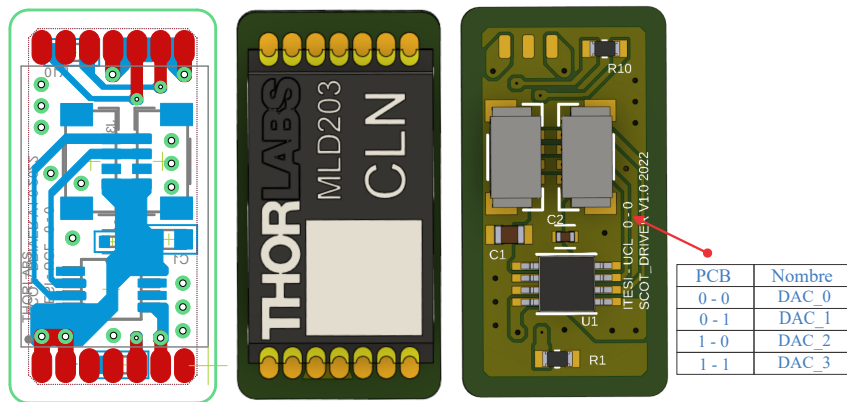
Considerando que se necesitaba un sistema pequeño y que no obstaculice las mediciones de la técnica SCOT, se trató de diseñar cada una de las tarjetas con el menor espacio posible. La tarjeta de comunicación se diseñó a dos caras, sin embargo, únicamente se colocaron los componentes en la cara superior, esta tarjeta integra un conector USB tipo C, un regulador de 3.3 V, un conector de 6 pines, 2 pulsadores y el integrado CP2104. El diseño de esta tarjeta se muestra en la Figura 3.14 la cual cuenta con unas dimensiones de 25 mm × 25 mm. Esta fue la única tarjeta en la que no se prestó tanta atención al espacio que ocupa, ya que el sistema puede operar sin que este conectada. Es importante señalar que esta funcionalidad se realiza después de programar el ESP32.



**Figura 3.14.** Diseño y representación 3D de la tarjeta de comunicación.

Para la tarjeta dedicada al controlador láser se trató en la medida de lo posible no abarcar más espacio del tamaño propio del controlador, las dimensiones finales de esta tarjeta fueron de 21 mm × 11 mm, en la Figura 3.15 se aprecia el diseño de la tarjeta para

el controlador láser. Esta tarjeta únicamente cuenta con dos componentes principales los cuales son el controlador láser y el DAC, además cuenta con dos conectores de 4 pines los cuales son esenciales para la alimentación y comunicación I2C. En esta PCB mediante un cable está soldado el LD que es controlado por el controlador láser que integra esta placa. Cabe mencionar que se realizaron cuatro diseños de esta placa, debido a que la dirección del DAC se determina mediante 2 pines que pueden configurarse en un estado bajo o alto. La combinación de estos estados genera cuatro direcciones, siendo este el número de placas diseñadas.



**Figura 3.15.** Diseño y representación 3D de la tarjeta para el controlador láser.

Por último, la tarjeta de alimentación y control se diseñó con unas dimensiones finales de 26 mm × 19 mm, esta tarjeta es la que cuenta con una mayor densidad de componentes, debido a que integra el ESP32, el convertidor Buck-Boost de 5 V, el regulador lineal de 3.3 V y el gestor de energía. Esta tarjeta tiene la función de interpretar las instrucciones recibidas a través de la comunicación serial o Bluetooth. A través del protocolo I2C, establece comunicación con cada uno de los DACs para definir un voltaje de salida que posibilitará el encendido o apagado de los LDs. Por otro lado, también se encarga de la etapa de alimentación, ya que incorpora cada uno de los componentes que integran dicha etapa.

### 3.4.2. Implementación del Sistema

Debido al uso de componentes extremadamente pequeños, la implementación de PCBs a través de métodos tradicionales se torna casi imposible o sumamente complicada, además, para aplicaciones empleadas en el campo de la biomédica, es esencial que los sistemas se diseñen e implementen cumpliendo con las normativas correspondientes. Por este motivo, la fabricación de los PCBs se dejó a manos de una empresa especializada en este campo.



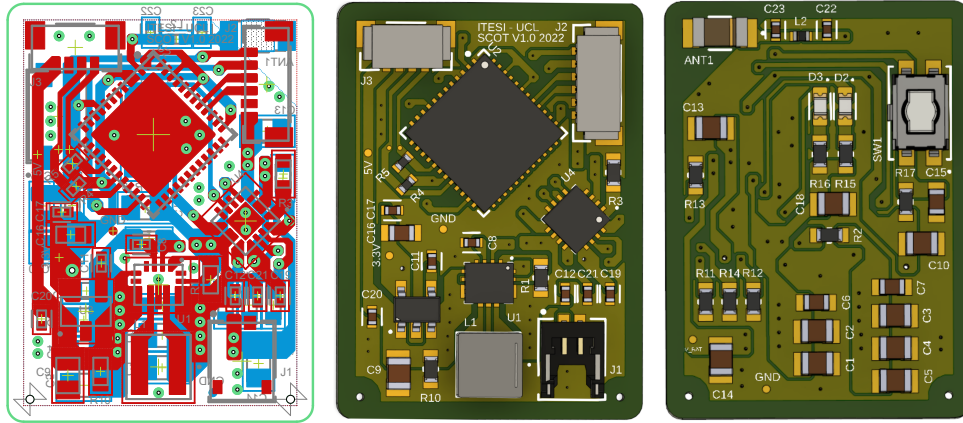


Figura 3.16. Diseño y representación 3D de la tarjeta de control.

Para realizar la soldadura de los componentes en el PCB, se utilizaron tres herramientas fundamentales: una cama caliente, una pistola de aire caliente y un cautín. Los PCBs están diseñados a doble cara, lo que implica que sea necesario soldar componentes en ambas caras, tanto en la superior como en la inferior. La cama caliente es una plataforma plana de aluminio que se calienta mediante la potencia disipada por una resistencia y permite establecer una temperatura determinada, esta herramienta se utilizó en la cara con mayor densidad de componentes, mientras que la pistola de aire caliente se aplicó en la cara con menos elementos a soldar. Por último, el cautín fue empleado para la soldar los LDs y los controladores láser.

En la 3.17 se muestra la implementación del prototipo diseñado por etapas, el cual está conformado por la tarjeta de control, la tarjeta de comunicación y las 4 tarjetas del controlador láser, en el caso de la tarjeta del controlador láser solamente se observa una, debido a que visualmente son iguales.



Tarjeta de Comunicación

Tarjeta del Controlador Láser

Tarjeta de Control

Figura 3.17. Implementación de los PCBs que integran el sistema seccionado.



# Capítulo 4

## Resultados Experimentales

En este capítulo se expondrán los resultados obtenidos a través de las pruebas experimentales que se implementaron en el prototipo SCOT, las cuales permitirán evaluar las capacidades y limitaciones del sistema desarrollado, además, se muestran los resultados obtenidos durante la prueba de oclusión realizada en el brazo.

### 4.1. Pruebas Preliminares del Sistema

Una vez que el sistema ha sido implementado, es necesario realizar pruebas preliminares para evaluar el funcionamiento adecuado del sistema en general. Estas pruebas implican verificar los niveles de tensión en puntos críticos para garantizar la ausencia de caídas de voltaje que puedan ser causadas por un posible cortocircuito. Además de corroborar de que el sistema no tenga alguna falla en los niveles de tensión, también es necesario, corroborar que la comunicación entre cada uno de los protocolos utilizados esté funcionando correctamente, para comprobar esa parte se establecieron voltajes específicos en la salida de los DACs.

En la Figura 4.1 se presentan cuatro oscilogramas, los dos oscilogramas de la parte superior, muestran los niveles de tensión en dos puntos clave, como el Convertidor Buck-Boost de 5 V y el regulador de 3.3 V respectivamente. Por otra parte, en los dos oscilogramas restantes correspondientes a la parte inferior, se muestran los voltajes en la salida de los DACs, en la parte inferior izquierda, se muestra una onda cuadrada a 20 Hz que va de 0 V a 312 mV con un ciclo de trabajo del 50 % correspondiente a la salida de un solo DAC, mientras que en la parte inferior derecha, se muestran dos señales que corresponden a la salida en dos DACs respectivamente, estas señales cuadradas están fijadas

a 12.5 Hz, tienen un offset de 100 mV y un ciclo de trabajo cerca del 25 %. Además, el voltaje máximo que alcanzan es de 216 mV y están desfasadas entre si.

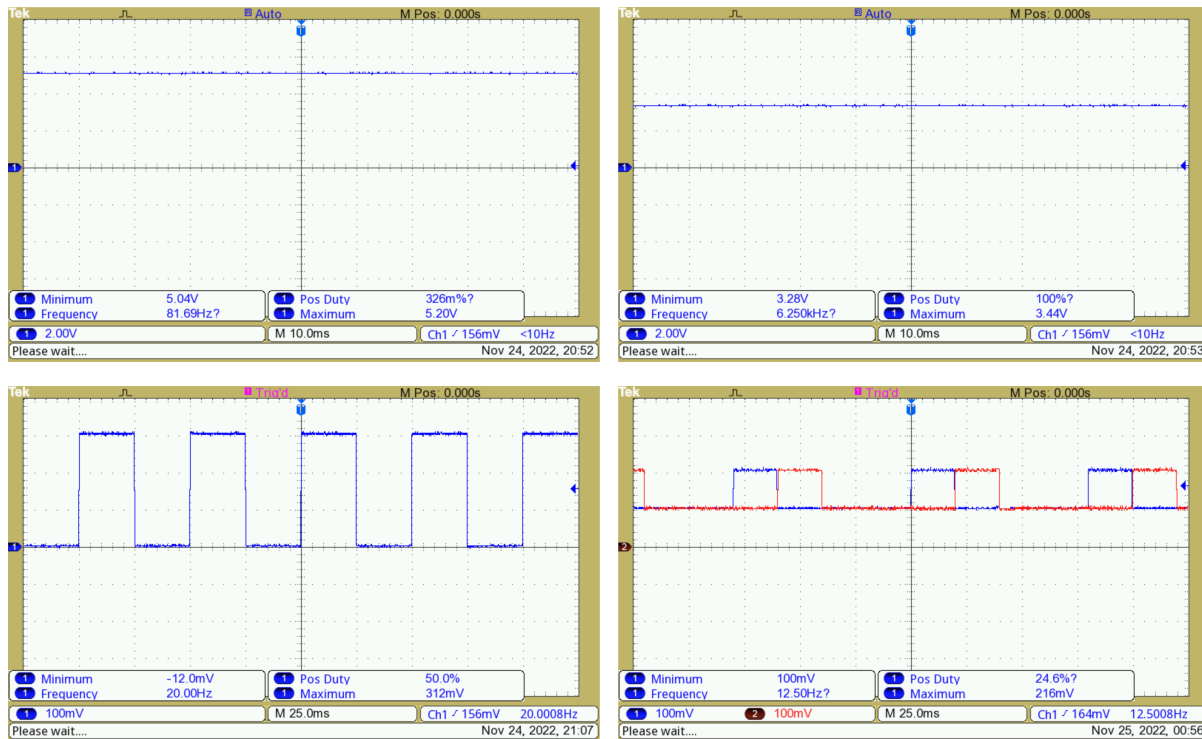


Figura 4.1. Pruebas preliminares del sistema.

## 4.2. Linealidad de la Potencia Óptica con Respecto a la Corriente en el Diodo Láser

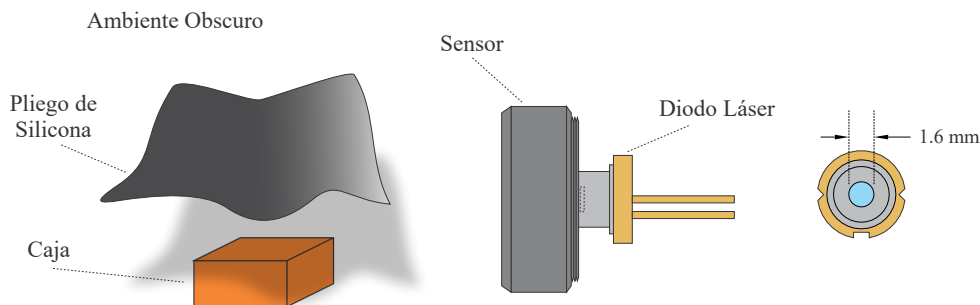
La potencia óptica se puede definir como la cantidad de energía lumínica que transporta una onda electromagnética en forma de luz. Su unidad de medida es el vatio (W) y hace referencia a la energía lumínica que recibe un sistema óptico.

Debido a que en la mayoría de los documentos u hojas de datos que proporcionan los fabricantes de LD, no ofrecen información del comportamiento de la potencia óptica con respecto a la corriente que pasa a través del LD, es de suma importancia caracterizar los LD que se pretendan utilizar en este prototipo, con la finalidad de obtener una ecuación que describa el comportamiento del LD con respecto a la corriente. Y así, establecer la potencia óptica de una manera más sencilla a los niveles requeridos para cada una de las pruebas requeridas.

Determinar si la potencia óptica presenta un comportamiento lineal con respecto

a la corriente establecida que pasa a través del LD, es una tarea que requiere de varias pruebas experimentales, que constan de medir la potencia óptica durante determinado tiempo a una corriente constante. En donde los resultados obtenidos deben ser procesados para examinar si el comportamiento de la potencia es lineal con respecto a las diferentes corrientes establecidas y obtener la ecuación que describa el comportamiento de la potencia óptica que emite el LD con respecto a la corriente.

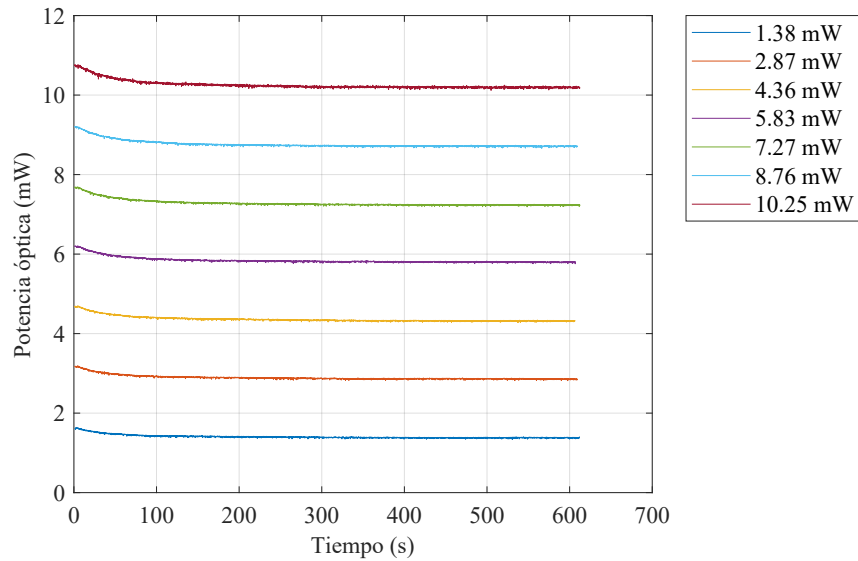
En esta prueba la corriente establecida en el diodo láser se fija mediante un DAC de 8 bits, alimentado con una fuente de voltaje de 5 V, el cual entre cada paso o combinación binaria permite 19.53 mV. Además, con el fin de reducir el ruido externo y no influir en las mediciones obtenidas, las pruebas se realizaron en un ambiente oscuro sin ninguna fuente de iluminación externa, así mismo, el LD y el sensor se cubrieron con una caja y sobre esta se puso un pliego de silicona. El dispositivo utilizado para obtener las mediciones fue el PM100D mediante el sensor S121C de la compañía THORLABS capaz de medir 10 muestras por segundo, el cual permite medir la potencia óptica a una longitud de onda determinada. Cabe mencionar que la distancia entre el sensor y el LD es cero, y entre cada prueba se estableció un tiempo de espera de aproximadamente 5 minutos, con la finalidad de que la temperatura en el LD se restableciera a la del ambiente y no influyera en la siguiente medición. En la Figura 4.2 se ilustra de mejor manera las condiciones que se tomaron para realizar esta prueba.



**Figura 4.2.** Condiciones para realizar las pruebas.

En la Figura 4.3 se muestra la potencia óptica obtenida a diferentes valores establecidos de corriente constante a través del LD, durante 10 minutos. A simple vista se observa que entre cada paso del DAC o corriente establecida, la potencia óptica en el láser incrementa constantemente, ya que por cada incremento de 19.53 mV en el DAC la potencia óptica incrementa 1.47 mW.

En la Tabla 4.1, se muestran los resultados extraídos de la Figura 4.3, en donde se muestra con más detalle cuales fueron los valores establecidos al DAC, la corriente que



**Figura 4.3.** Comportamiento de la potencia óptica del LD durante diez minutos a diferentes niveles de corriente establecida.

pasaba a través del LD ( $I_{LD}$ ) con respecto al voltaje establecido ( $V_{ISET}$ ) y la potencia óptica de salida ( $P_O$ ) en el LD a determinada corriente.

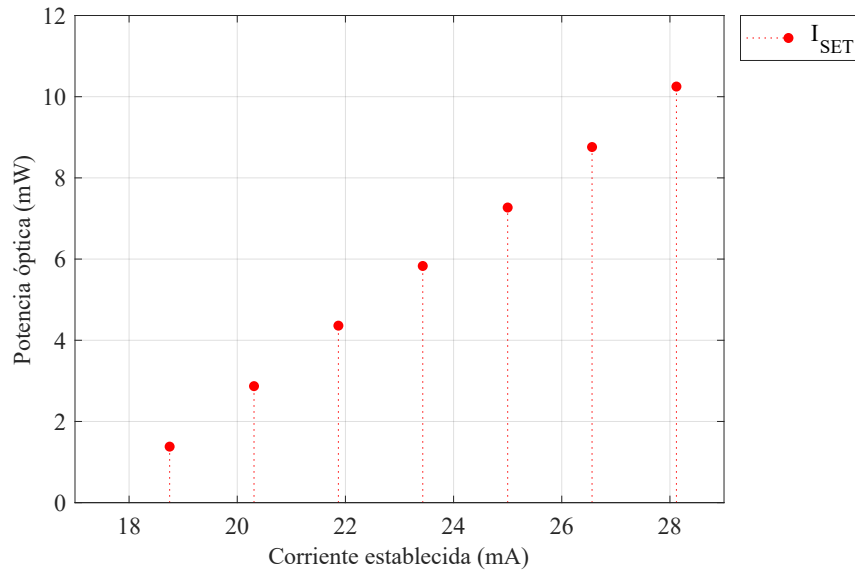
**Tabla 4.1.** Potencia óptica y corriente del LD con respecto al voltaje establecido.

$V_{ISET}$ [mV]	$I_{LD}$ [mA]	$P_O$ [mW]
234.37	18.75	1.38
253.90	20.31	2.87
273.43	21.87	4.36
292.96	23.43	5.83
312.50	25.00	7.27
332.03	26.56	8.76
351.56	28.12	10.25

Con respecto a los valores mostrados en la Tabla 4.1, se puede graficar la potencia óptica emitida por el LD con respecto a la corriente. Esto permitirá observar de manera más clara cuál es el comportamiento que presenta la potencia óptica y poder determinar alguna ecuación que se asemeje con dicho comportamiento.

En la Figura 4.4 se muestra la potencia óptica emitida por el LD con respecto a la corriente establecida mediante el voltaje en la salida del DAC. Se observa que conforme incrementa la corriente, la potencia también lo hace. Además, el comportamiento que presenta es lineal y parecido al de una recta con determinada pendiente, sin embargo, hay que tener en cuenta que la potencia en un LD antes de la corriente de umbral ( $I_{th}$ ) es

cero, por otra parte, si la corriente en el LD supera la corriente máxima ( $I_{\max}$ ) soportada podría generar daños irreversibles. El LD utilizado es el L780P010, en el cual la  $I_{\text{th}}$  es de 14 mA mientras que la  $I_{\max}$  es de 40 mA. Cabe destacar que si se llega a sobrepasar los niveles máximos de corriente del LD posiblemente siga emitiendo luz, sin embargo, esto causa un daño interno que altera el funcionamiento general del dispositivo. Por otra parte, si la corriente suministrada al LD, se sobrepasa por periodos de tiempo considerables, el LD podría de dejar de funcionar y por lo tanto, no emitir luz.



**Figura 4.4.** Potencia óptica con respecto a la corriente en el LD.

En relación a la Figura 4.4 que muestra la potencia obtenida a determinados valores establecidos de corriente, se puede concluir que en promedio la potencia presenta un comportamiento lineal y puede ser representado mediante (4.1), que fue obtenida mediante la ecuación de la recta considerando el menor y mayor punto de la potencia óptica del LD. En la Figura 4.5 se muestra la comparación entre la potencia obtenida y la potencia usando (4.1), en donde se observa que en cada uno de los valores establecidos de corriente, la potencia es prácticamente igual a los valores de (4.1).

$$P_O(I_{LD}) = \begin{cases} 0W, & \text{si } I_{LD} \leq I_{th} \\ \frac{8.93mW}{9.37mA}(I_{LD} - 18.47mA) + 1.38mW, & \text{si } I_{th} < I_{LD} \leq I_{max} \\ 0W, & \text{si } I_{LD} > I_{max} \end{cases} \quad (4.1)$$

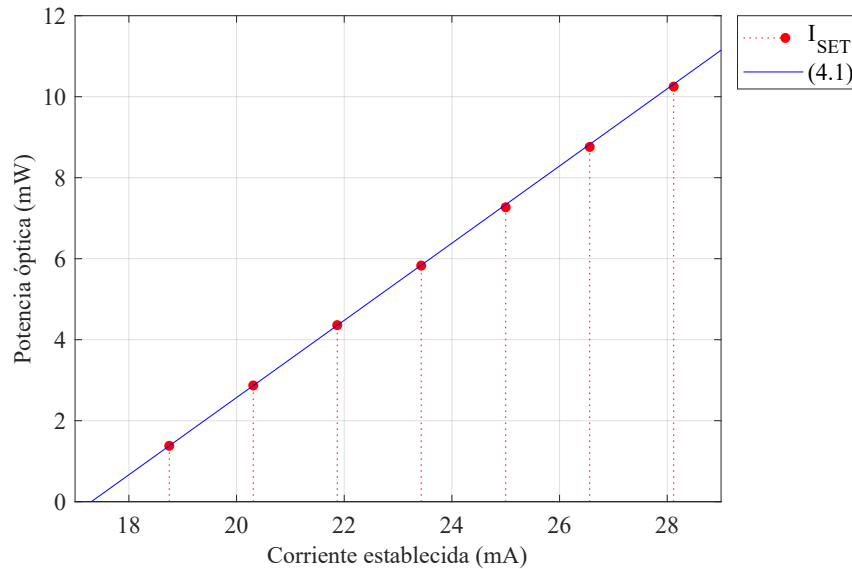


Figura 4.5. Comparación entre la potencia óptica obtenida y la (4.1).

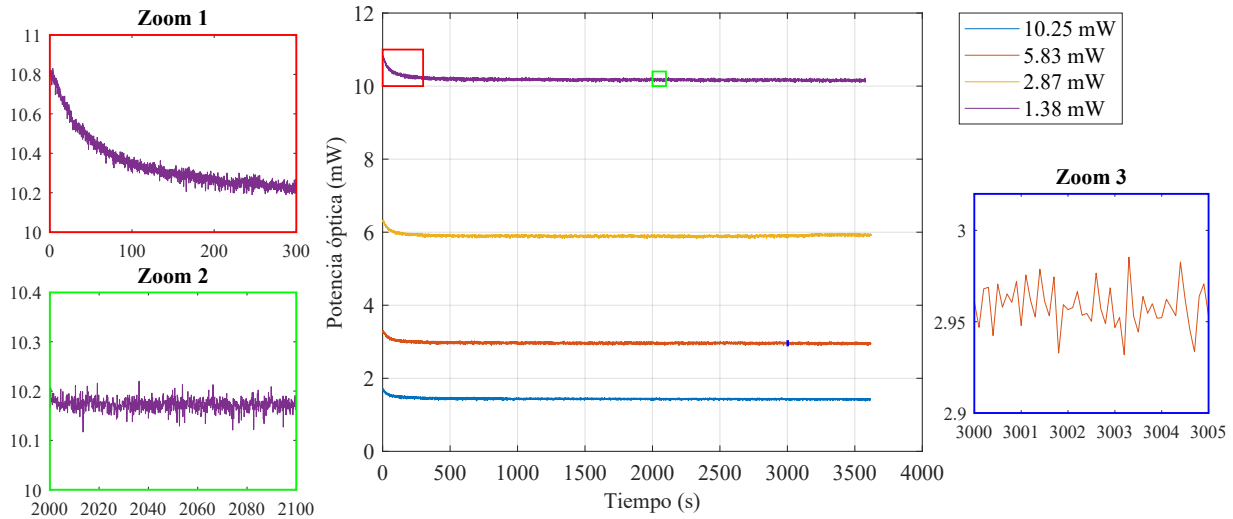
### 4.3. Estabilidad en la Potencia Óptica del Diodo Láser

La estabilidad en la potencia óptica del LD es un parámetro importante en esta aplicación, ya que si se presentan demasiadas fluctuaciones, sería imposible detectar los cambios producidos por flujo sanguíneo. Para poder determinar la estabilidad de la potencia óptica, se realizaron dos pruebas. Una de las pruebas es observar la potencia óptica que entrega el LD a una corriente constante durante determinado tiempo, mientras que la segunda prueba, consiste en observar la potencia óptica del LD pero en modo conmutado, esto se refiere a encender y apagar el LD durante determinado tiempo a una corriente de encendido establecida.

Las condiciones para realizar estas pruebas, son las mismas que se tomaron para obtener la ecuación que describe la linealidad de la potencia óptica del LD con respecto a la corriente. Estas condiciones se muestran en la Figura 4.2, las cuales permiten que las mediciones no sean afectadas por factores externos o por lo menos, reducirlos a un mínimo.

En la Figura 4.6 se muestran cuatro señales las cuales corresponden a la potencia óptica del LD a diferentes niveles de corriente constante durante 1 hora. Se observa que en todos los casos la potencia óptica inicia en un punto determinado y conforme transcurre el tiempo va disminuyendo hasta alcanzar la estabilidad, esto se debe en gran medida a la temperatura, ya que se midió al inicio y final de cada prueba y en promedio la diferencia que hay es de 0.9 °C en todos los casos.





**Figura 4.6.** Comportamiento de la potencia óptica en el diodo láser a diferentes niveles de corriente constante durante una hora.

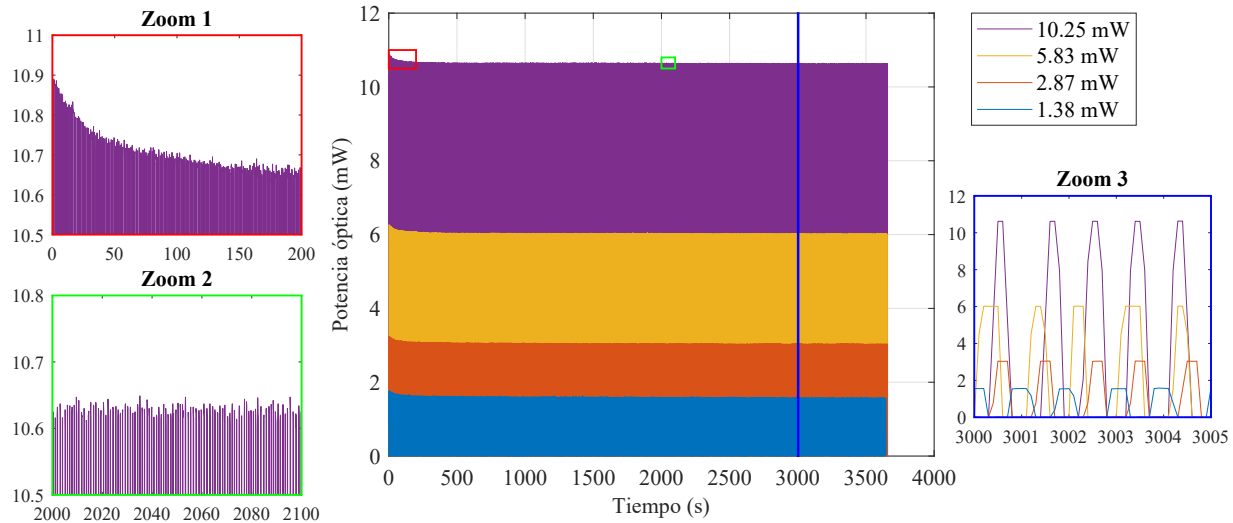
En la Tabla 4.2 se muestran los valores establecidos para realizar esta prueba, en donde se resalta la temperatura inicial ( $T_{\text{inicial}}$ ) y la temperatura final ( $T_{\text{final}}$ ) para cada una de estas señales observadas en la Figura 4.6.

**Tabla 4.2.** Temperatura al inicio y final de la prueba en el LD con diferentes corrientes establecidas en modo constante.

$V_{\text{ISET}}$ [mV]	$I_{\text{LD}}$ [mA]	$P_{\text{O}}$ [mW]	$T_{\text{inicial}}$ [°C]	$T_{\text{final}}$ [°C]
234.37	18.75	1.38	20.8	21.3
253.90	20.31	2.87	19.5	20.4
292.96	23.43	5.83	19.3	20.1
351.56	28.12	10.25	19.6	20.6

En la Figura 4.7 se muestran cuatro señales las cuales corresponden a la potencia óptica del LD a diferentes niveles de corriente en modo conmutado durante 1 hora, esto significa que el LD se enciende y se apaga durante determinado tiempo. Se observa que en todos los casos la potencia óptica inicia en un punto determinado y conforme transcurre el tiempo va disminuyendo hasta alcanzar la estabilidad igual que en el caso constante. Sin embargo, el tiempo al cual llega a la estabilidad, es menor que en el caso anterior, esto se debe en gran medida a la temperatura, ya que se midió al inicio y final de cada prueba y en promedio la diferencia que hay es de 0.5 °C en todos los casos. Cabe mencionar que la frecuencia de encendido y apagado del LD en esta prueba, se realizó a 0.5 Hz.

Los valores utilizados para el encendido de la prueba en modo conmutado, se muestran en la Tabla 4.3, en donde también se incluyen, los valores de temperatura al inicio



**Figura 4.7.** Comportamiento de la potencia óptica en el diodo láser a diferentes niveles de corriente en modo conmutado durante una hora.

y final de cada una de las pruebas realizadas. Para establecer el apagado del LD en cada una de las pruebas en modo conmutado, el voltaje en el DAC se estableció a cero volts.

**Tabla 4.3.** Temperatura al inicio y final de la prueba en el LD con diferentes corrientes establecidas en modo conmutado (encendido-apagado).

$V_{\text{SET}}$ [mV]	$I_{\text{LD}}$ [mA]	$P_{\text{O}}$ [mW]	$T_{\text{inicial}}$ [°C]	$T_{\text{final}}$ [°C]
234.37	18.75	1.38	20.1	20.6
253.90	20.31	2.87	20.3	20.8
292.96	23.43	5.83	20.4	20.9
351.56	28.12	10.25	20.5	21.1

#### 4.4. Prueba de Oclusión en el Brazo

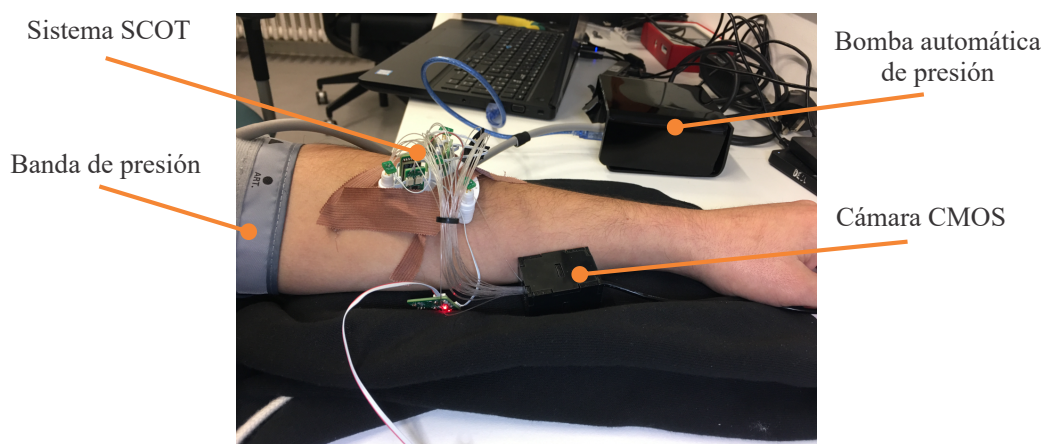
Observar el CBF es un parámetro que permite determinar el correcto funcionamiento, la oxigenación y el metabolismo del cerebro, así como la actividad cerebral. Sin embargo, procesar la información obtenida no es tan fácil, ya que hay que tener en cuenta las actividades que realice el paciente durante la prueba. Entonces, una prueba que facilita determinar si el sistema es capaz de detectar los cambios del flujo sanguíneo, así como cuando esta en reposo o con un flujo constante, es realizar la prueba de oclusión en el brazo. Esta prueba permite tener mas control sobre el flujo sanguíneo y al mismo tiempo, observar los cambios que se producen en el transcurso de la prueba debido a la oclusión.

La prueba de oclusión en el brazo consiste en observar el comportamiento del flujo

sanguíneo al cortar la circulación de la sangre hacia la extremidad. Esta prueba es importante ya que permite examinar si el sistema es capaz de detectar los cambios que ocurren antes, durante y después de la oclusión, así como en las transiciones que hay al obstruir y volver a dejar pasar el flujo sanguíneo. Cabe mencionar que durante esta prueba, el paciente no debe realizar movimientos, con el fin de que el flujo sanguíneo no se vea afectado y que se tengan que considerar dichos movimientos en el análisis de los datos.

Esta prueba se realiza en tres etapas las cuales se pueden describir como “periodo de referencia”, “periodo de oclusión” y “periodo de recuperación”. El periodo de referencia es el primero en ejecutarse y como su nombre lo dice, sirve de referencia para observar el comportamiento normal del flujo. Una vez pasado el periodo de referencia, se ejecuta el periodo de oclusión el cual durante determinado tiempo, corta el flujo sanguíneo hacia la extremidad, por último, al concluir el periodo de oclusión, se ejecuta el periodo de recuperación, este consiste en volver a dejar pasar el flujo sanguíneo a través de la extremidad. Cabe mencionar que en el transcurso de estos tres periodos un registro digital está obteniendo y guardando los datos.

En la Figura 4.8 se muestran las condiciones en la que se realizó la prueba de oclusión, para obstruir el paso sanguíneo se utilizó una banda de presión en conjunto con una bomba de presión automática, la cual se activa con instrucciones desde la computadora, la cámara CMOS permite obtener y guardar los datos obtenidos a través de las fibras ópticas que van sobre la piel, además el sistema SCOT es el encargado de iluminar la parte de estudio en el tejido humano.



**Figura 4.8.** Condiciones al realizar la prueba de oclusión en el brazo.

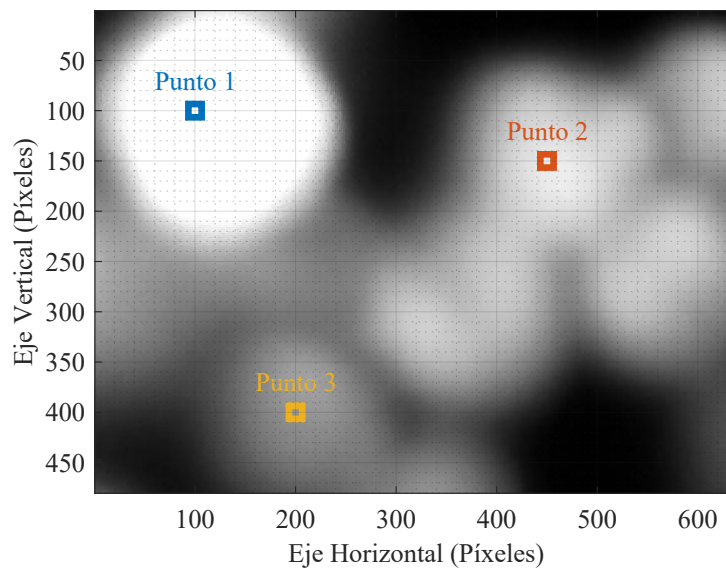
La prueba de oclusión duró 5 min la cual está comprendida en 1 min para el periodo de referencia, 3 min para el periodo de oclusión a 180 mmHg (milímetros de Mercurio) y

## Capítulo 4. Resultados Experimentales

---

por ultimo 1 min para el periodo de recuperación. Los datos se registran mediante una cámara el cual generó un vídeo con una tasa de 20 fps. Cabe mencionar que en esta prueba se utilizó una potencia óptica constante de aproximadamente 1.38 mW a 780 nm.

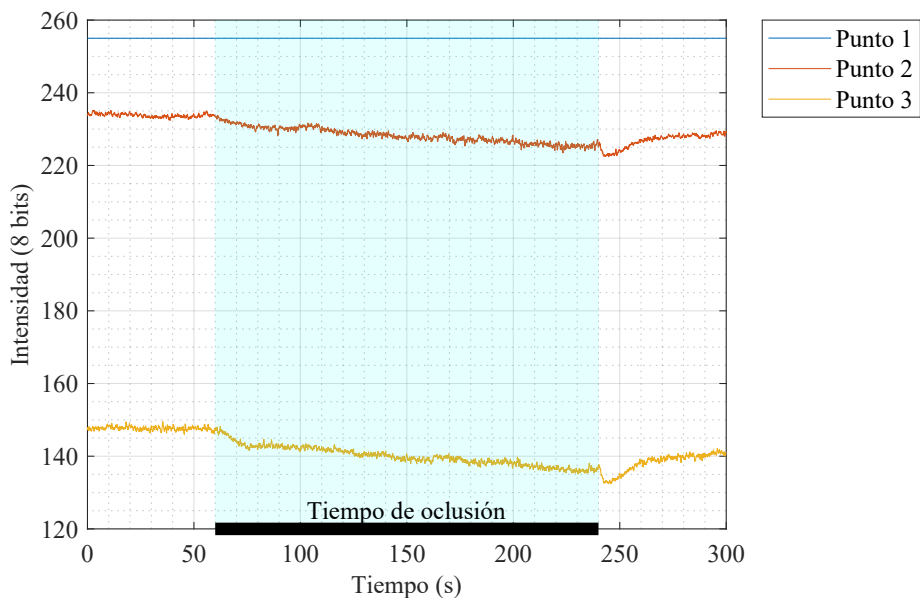
Para procesar los datos de esta prueba, únicamente se tomaron en cuenta 3 puntos que se fijaron estratégicamente de las imágenes obtenidas por el vídeo. Estos puntos corresponden a determinados píxeles dentro de la imagen, donde únicamente se observa la intensidad registrada en escala de grises a 8 bits de profundidad con respecto al tiempo. En la Figura 4.9 se muestra la ubicación de dichos píxeles los cuales están resaltados por el color azul (Punto 1), anaranjado (Punto 2) y amarillo (Punto 3).



**Figura 4.9.** Ubicación de los puntos de muestreo.

En la Figura 4.10 se observa el comportamiento de la intensidad por cada punto fijado, a simple vista se puede determinar que el punto azul está saturado durante toda la prueba ya que visualmente permanece en un valor de 255 sin aparente cambio, por otra parte, se puede observar que tanto en el punto amarillo como el punto anaranjado tienen una similitud en el comportamiento, sin embargo, el nivel de intensidad es diferente, esto se debe a que la distancia que hay entre el punto amarillo y la fuente es mayor en comparación con el punto anaranjado.

La Figura 4.10 ilustra la intensidad bruta en los tres puntos seleccionados en la cual se observa el comportamiento antes, durante y después de la oclusión. Sin considerar el punto 1, el cual no muestra un cambio aparente, se aprecia que la intensidad tanto en el punto 2 como en el punto 3, permanece casi constante en el periodo de referencia. Sin embargo, empieza a disminuir al iniciar el periodo de oclusión, esto se debe a que cada vez



**Figura 4.10.** Intensidad bruta (Valores en escala de grises: 8 bits).

hay menos sangre oxigenada conforme transcurre el tiempo. Por último, en el periodo de recuperación, se presenta una caída brusca en la intensidad que rápidamente se restablece, así mismo, se observa que conforme transcurre el tiempo, incrementa la intensidad debido a que el flujo sanguíneo es restablecido, y la oxigenación en el tejido se empieza a estabilizar.

Con el propósito de hacer una mejor comparación y análisis de los datos obtenidos, es necesario, normalizar cada uno de los puntos seleccionados. De tal forma que ahora no van estar expresados con respecto a la intensidad captada por cada punto mediante la profundidad de cada píxel, sino mas bien, en una escala de cero a uno. Hacer esto no representa un cambio alguno, ya que ahora, solo están en una escala de cero a uno. En la Figura 4.11 se muestra la normalización de la intensidad para cada uno de los tres puntos.

Con el fin de comparar de mejor manera cada uno de los puntos, es necesario que cada uno de estos inicien desde un mismo valor, para conseguir esto, se calcula la media del periodo de referencia y se resta a la señal normalizada para cada punto respectivamente. Además, para observar los valores con respecto al porcentaje, únicamente la señal obtenida se multiplica por cien. En la Figura 4.12 se observa la señal normalizada con respecto a la media del periodo de referencia.

Después de normalizar los tres puntos con respecto a la media del periodo de referencia, se observa que entre más lejos este el detector de la fuente, se obtiene un muestreo más profundo en el tejido, eso se traduce, a que hay cambios más significativos debido a que el músculo esta más vascularizado a diferencia del tejido superficial.

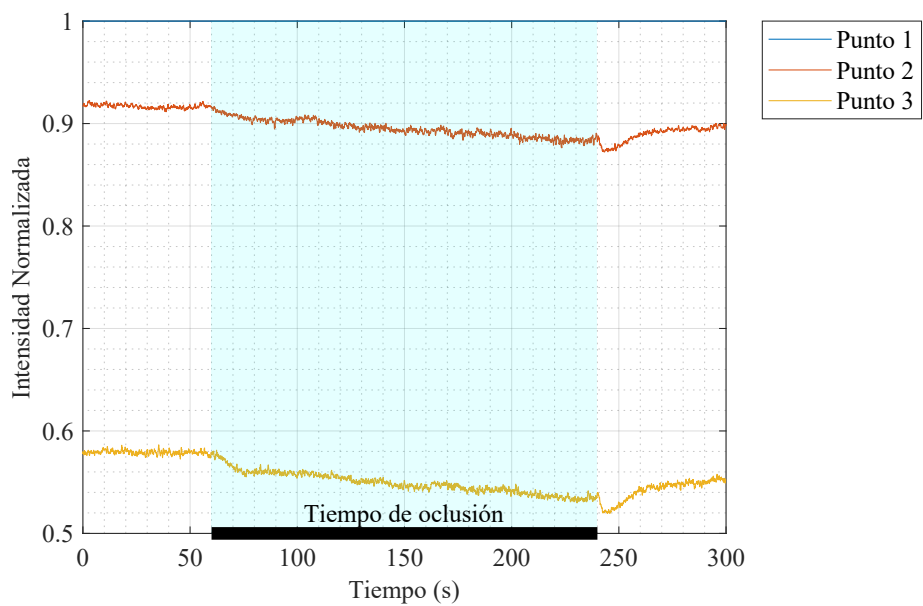


Figura 4.11. Intensidad normalizada.

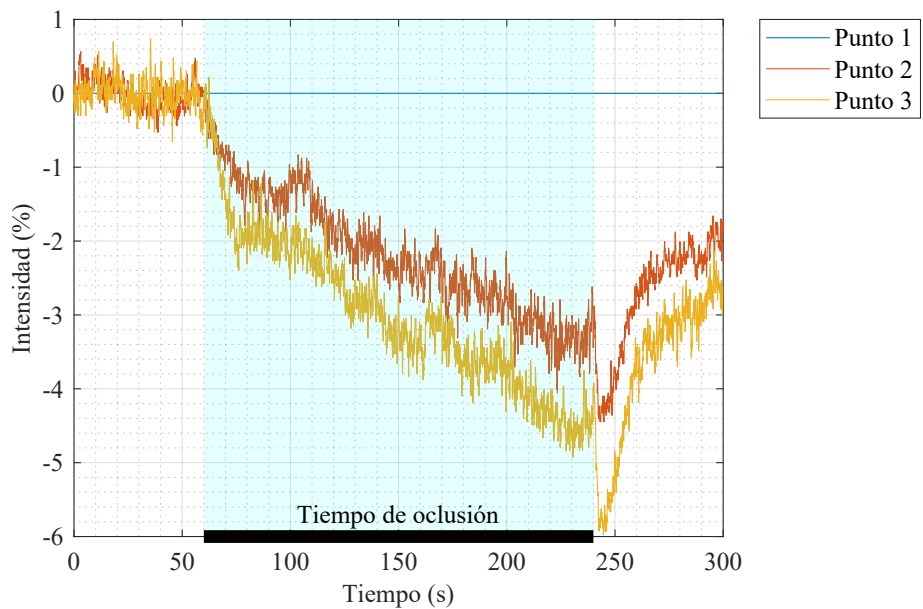


Figura 4.12. Intensidad normalizada con respecto a la media del periodo de referencia expresada en porcentaje.

# Capítulo 5

## Optimización del Diseño del Sistema

Con el objetivo de perfeccionar el diseño previamente elaborado, se ha llevado a cabo una segunda versión que incorpora diversas mejoras significativas. Estas incluyen el aumento de la resolución a 16 bits del DAC encargado de controlar los controladores láser, la sustitución del regulador lineal, así como la implementación del monitoreo de corriente a través de los LDs, además se aumentó a 6 el número de LDs que puede controlar la tarjeta. Todas estas modificaciones han requerido ajustes en el programa cargado al ESP32. Sumado a eso, se ha llevado a cabo una transformación completa en el diseño del PCB para asegurar la integración efectiva de estas mejoras.

### 5.1. Cambios en el Diseño del Hardware

La modificación del hardware fue necesaria en respuesta a ciertas limitaciones identificadas durante la implementación y las pruebas del diseño inicial. Estas adaptaciones surgieron como resultado de un análisis del rendimiento y la practicidad del primer diseño, revelando áreas donde se podían realizar mejoras significativas. Para abordar eficazmente estas limitaciones y optimizar el funcionamiento general del sistema, se llevaron a cabo ajustes específicos en el hardware, los cuales se describen a continuación. Cabe mencionar que los apartados que no se mencionan no fueron modificados.

#### 5.1.1. Señal de Control para el Controlador Láser

La resolución del DAC empleado en la versión anterior del sistema se limitaba a 12 bits, y su alimentación era de 5 V. Esto resultaba en que el voltaje máximo en la salida del DAC coincidía con el voltaje de alimentación, creando un conflicto, ya que el driver

solo aceptaba voltajes de hasta 2.5V. Esta inconveniente se traducía en un error de diseño significativo, ya que se desaprovechaba el 50 % de los valores potenciales que el DAC podría abarcar, impactando negativamente en la resolución de manera considerable.

En la segunda versión, se abordó eficazmente este problema mediante el aumento de la resolución a 16 bits. Además, se seleccionó un DAC con referencia interna de voltaje, asegurándose de que no excediera los 2.5 V delimitados por el driver. Esta modificación no solo resolvió la limitación identificada en la versión anterior, sino que también optimizó la capacidad del sistema para abarcar un rango más amplio de valores, mejorando su precisión.

El DAC seleccionado para resolver la problemática es el AD5669R. Este DAC cuenta con 8 canales a una resolución de 16 bits, una referencia interna de voltaje de 1.25 V con ganancia de 2 que tiene una estabilidad térmica de 5 ppm/°C (partes por millón por cada grado Celsius). Este DAC recibe las instrucciones mediante la comunicación I2C a una frecuencia máxima de 400 kHz. La Figura 5.1 ilustra el diagrama esquemático implementado.

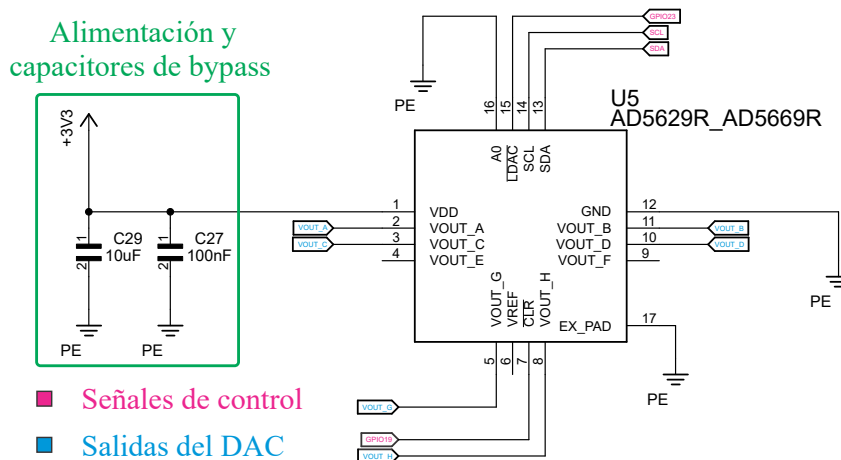


Figura 5.1. Diagrama esquemático del DAC AD5669R.

Esta etapa es de suma importancia ya que se encarga de generar la señal que permite controlar los drivers.

### 5.1.2. Monitoreo de la Corriente en los LDs

Aunque cada uno de los componentes seleccionados en este sistema cuentan con algún tipo de protección, la etapa de monitoreo es fundamental ya que permite al sistema, ser mas confiable. Esto posibilita sensar la corriente que pasa a través de los LDs, si alguno



llega a sobrepasar el límite fijado, automáticamente el programa deja de ejecutar cualquier instrucción y envía una alerta. Este mecanismo de monitoreo añade una capa adicional de seguridad, generando una respuesta ante posibles situaciones críticas, fortaleciendo la integridad y confiabilidad del sistema.

Para realizar esta tarea se hizo el uso del Convertidor Analógico Digital (*Analog to Digital Converter*) (ADC) del ESP32, el cual soporta hasta 16 puertos con una resolución máxima de 12 bits. Sin embargo, en este sistema solo se utilizarán 6, los cuales corresponden al número de LDs integrados. Estos ADC que integra el ESP32 tienen la capacidad de modificar el rango de atenuación lo cual da un mayor margen de sensado. En este proyecto no se utilizará la atenuación, lo cual implica que será capaz de medir el voltaje en un rango de 0 V a 1.1 V con una resolución de 12 bits. En la Figura 5.2 se muestran los puertos utilizados del ESP32 para realizar el sensado.

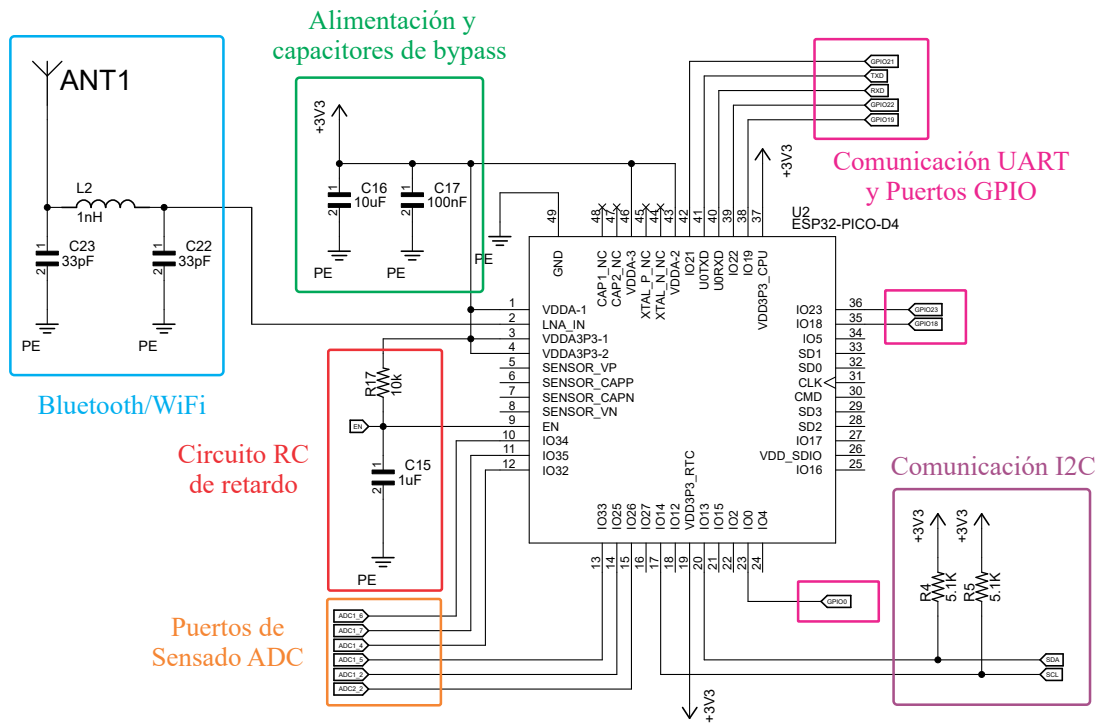
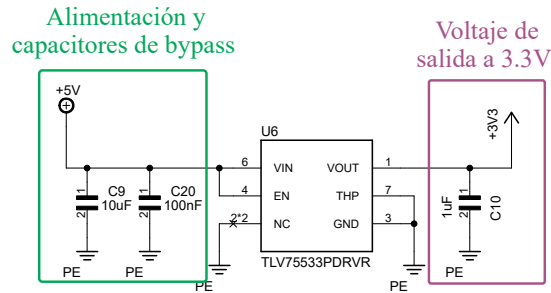


Figura 5.2. Diagrama esquemático del ESP32 y puertos utilizados para el sensado de la corriente a través de los LDs.

### 5.1.3. Regulador Lineal a 3.3 V

Este regulador lineal TLV75533PDRVR alimenta el ESP32 y el DAC, se decidió cambiar este regulador debido a que el anterior contaba con dimensiones mas grandes y la corriente que máxima podía subministrar era de 300 mA. El nuevo regulador es capaz

de suministrar hasta 500 mA a 3.3 V fijos. Este tipo de reguladores de baja caída (LDO) permiten proporcionar una salida estable y precisa, ya que no inyectan ruido de conmutación en comparación con otros convertidores de DC. Además, únicamente requieren de capacitores externos para funcionar correctamente, lo cual lo hace ideal para aplicaciones de dimensiones reducidas. En la Figura 5.3 se muestra el diagrama esquemático del regulador lineal implementado.



**Figura 5.3.** Diagrama esquemático del regulador lineal de voltaje a 3.3 V.

Una desventaja de estos reguladores es que, entre más diferencia de potencial haya en la entrada con respecto a la salida, más potencia se disipará en forma de calor ( $P_D$ ). La ecuación (5.1) muestra una aproximación de la potencia disipada para este convertidor [33]. Por otra parte, una ventaja de este tipo de reguladores es que evitan las fluctuaciones de voltaje en sistemas que integran circuitos sensibles, lo cual garantiza un correcto funcionamiento.

$$P_D = (V_{IN} - V_{OUT})I_{OUT} \quad (5.1)$$

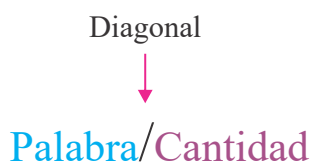
Debido a que este LDO se alimenta con 5 V provenientes del convertidor Buck-Boost, la potencia máxima disipada, considerando una corriente de salida ( $I_{OUT}$ ) de 500 mA, sería de 850 mW. Sin embargo, dado que en esta aplicación se tiene un bajo consumo energético de aproximadamente 264 mW, esta desventaja no tiene un gran impacto y podría no tomarse en cuenta o pasar desapercibida ya que la máxima potencia disipada es de 136 mW.

## 5.2. Cambios en el Diseño del Software

Los cambios en la programación del ESP32 son de suma importancia, ya que a través de él se logra el control y monitoreo de cada uno de los LDs. Cabe resaltar que además de estar conectados de manera individual, los LDs también se controlan de manera

independiente, dado que cada canal del DAC controla un único driver. Para ejecutar alguna instrucción, es necesario que el ESP32 reciba un mensaje a través de la comunicación serial o vía Bluetooth con instrucciones específicas sobre lo que se requiere realizar. Los mensajes deben ser de tipo “*string*” y estar en el formato adecuado; en caso contrario, el programa no llevará a cabo ninguna acción.

Para establecer el voltaje de umbral y operación, el tiempo de encendido y apagado, además de la secuencia y el número de veces que se va a repetir, es necesario consultar la Figura 3.10 del Capítulo 3, ya que en estos tres casos es obligatorio seguir este formato para que el ESP32 pueda interpretar las instrucciones solicitadas. En los demás casos restantes que son para encender y apagar todos LDs, encender un único LD en específico y cambiar el orden de la secuencia, se especificaran por separado, ya que son mas sencillos de implementar, en la Figura 5.4 se muestra el segundo formato que se utilizara en algunas instrucciones.



**Figura 5.4.** Segundo formato para enviar instrucciones.

Para poder encender y apagar todos o algún LD en específico, así como para iniciar secuencias con potencia óptica y velocidad determinadas, es esencial que el formato sea el correcto. Cabe resaltar que cualquier instrucción debe enviarse en “*mayúsculas*”, “*sin espacios*” y de tipo “*string*”. A continuación se describirá cada uno de los formatos para que el ESP32 pueda ejecutar dichas instrucciones.

### ■ Formato para establecer el voltaje de umbral y operación

Cabe mencionar que cuando se inicia el programa el voltaje de operación y el de Umbral están establecidos a cero. Por lo que se debe establecer antes de iniciar alguna instrucción, de lo contrario los LDs no se encenderán. Para enviar los valores de voltaje ya sea de Umbral o de Operación se necesita consultar la hoja de datos del LD utilizado ya que si se establece un voltaje fuera del rango de operación podría no encender o de lo contrario dañarse.

Para establecer el voltaje de umbral y el voltaje de operación, el programa interno del ESP32 solo asigna valores a las variables del programa si el mensaje recibido esta como el formato que se muestra en la Figura 3.10. En donde *PalabraClave* debe ser cambiada

por la palabra *SET* mientras que *CantidadUno* y *CantidadDos* corresponden al voltaje de umbral y el voltaje de operación respectivamente. Estos dos valores están establecidos en milivoltios en un rango de 0 a 2500. Para calcular el voltaje necesario se debe consultar (3.2).

Por ejemplo si se necesita establecer el voltaje de umbral a 80 mV y el voltaje de operación a 300 mV, es necesario que el formato este de la siguiente manera *SET/80\_300* para que el programa pueda interpretar correctamente las instrucciones.

- **Formato para encender o apagar todos los LDs**

El formato para encender o apagar todos los LDs es muy sencillo, ya que solamente se necesita enviar la palabra *ON* para encenderlos o *OFF* para apagarlos.

- **Formato para encender un único LD**

Esta instrucción permite encender un único LD a la vez y mantenerlo encendido por un tiempo indefinido mientras que los demás LDs restantes se encuentran apagados. El formato para encender un LD en particular se muestra en la Figura 5.4. En donde *Palabra* debe ser reemplazada por la palabra *ONLY* y la palabra *Cantidad* por el número del LD seleccionado. el formato debería tener la siguiente apariencia *ONLY/2*, en este caso únicamente se encenderá el LD número 2. En el “*Sistema Final*” los LDs están numerados del 0 al 5.

- **Formato para determinar la velocidad de las secuencias**

De la misma manera que en los apartados para establecer el voltaje de umbral y operación, la secuencia y el número de veces que se repetirá. Para establecer el tiempo de encendido y apagado que determinan la velocidad de la secuencia seleccionada, también necesita que el formato se encuentre como el de la Figura 3.10. Al ejecutar dicha instrucción la *PalabraClave* debe reemplazarse por la palabra *DELAY*, además *CantidadUno* y *CantidadDos* corresponden a el tiempo de encendido y apagado respectivamente. El tiempo deseado debe expresarse en milisegundos y el rango de posibles valores va de 1 a 65535, esto significa que puede generar tiempos desde 1 ms hasta 65.535 s.

Cabe mencionar que, cuando se inicia el programa, el tiempo de encendido y apagado están establecidos a 100 ms para ambos casos. Por lo tanto, se debe establecer el valor deseado antes de iniciar alguna instrucción; de lo contrario, la velocidad de la secuencia estará regida por los 100 ms que están predefinidos por defecto. Entonces si se desea establecer el tiempo de encendido a 20 ms y el tiempo de apagado a 50 ms, el formato debería

tener la siguiente apariencia *DELAY/20\_50* para poder generar los tiempos requeridos.

Es importante destacar que el tiempo de apagado en la *Secuencia 2* no está delimitado por este, si no mas bien, a la resta del “Número total de LDs” menos “1”, por el “Tiempo de encendido”. Esto corresponde a la suma de los tiempos de encendido que transcurren para que un LD se vuelva a encender.

### ■ Formato para iniciar una secuencia

Este programa permite ejecutar dos secuencias de forma individual, una a la vez. La primera secuencia permite activar y desactivar todos los LDs al mismo tiempo, es decir, enciende todos los LDs durante un periodo específico y luego los apaga durante otro periodo determinado. La segunda secuencia implica encender todos los LDs uno tras otro, de modo que cada LD se encienda de forma individual antes de pasar al siguiente, hasta que se hayan encendido todos en sucesión. Al ejecutar esta instrucción el formato debe estar como el de la Figura 3.10. La *PalabraClave* debe reemplazarse por la palabra *SEQ*, además *CantidadUno* corresponde al número de secuencia y *CantidadDos* corresponde al número de veces que se repetirá dicha secuencia.

Los valores que se pueden tomar para el “número de secuencia” solamente son dos opciones, el número *1* y el número *2* que corresponden respectivamente a la primer y segunda secuencia. Por otro lado, el rango de valores que se va a repetir la secuencia seleccionada va de 1 a 4294967295 que corresponden al número de repeticiones posibles. Como ejemplo si se necesita ejecutar la secuencia 5 mil veces, el formato debe estar de la siguiente manera *SEQ/2\_5000* para que la instrucción se ejecute correctamente.

### ■ Formato para cambiar el orden de la secuencia

El formato para cambiar el orden de la secuencia solamente se aplica en la secuencia 2, esta instrucción permite cambiar el orden en el que se encenderán cada uno de los LD. Para que se ejecute esta instrucción es necesario que el formato se igual al de la Figura 5.4. En donde *Palabra* debe ser reemplazada por la palabra *CHANGE* y por último en vez de poner *Cantidad* se debe poner el orden en el que se necesitan encender. Como ejemplo, si el orden deseado es como el siguiente *012345* significa que primero se encenderá el LD “Cero” después el LD “Uno” y así sucesivamente hasta el LD “Cinco”. El formato para la instrucción anterior seria de la siguiente manera *CHANGE/012345*.

Como ejemplo, si se necesita que la secuencia inicie en en el LD “Cinco” y luego el LD “Cuatro” y así sucesivamente hasta el LD “Cero”. El formato de esa instrucción debería estar de la siguiente manera *CHANGE/543210* para que pueda ejecutarse correctamente.

### ▪ Resumen general de los formatos para ejecutar instrucciones

En la Tabla 5.1, se proporciona un resumen detallado de los formatos correctos que deben seguirse para la ejecución de las instrucciones de manera correcta. Esta tabla es esencial, ya que actúa como una guía para todos aquellos que operan el sistema, asegurando que se cumplan los parámetros necesarios.

**Tabla 5.1.** Resumen general de los formatos para que el ESP32 pueda ejecutar las instrucciones.

Instrucción	PalabraClave	CantidadUno	CantidadDos	Ejemplo
Establece el Voltaje de Umbral y Operación	SET	Voltaje de Umbral	Voltaje de Operación	SET/100_200
Apaga Todos los LDs	OFF	No Definido	No Definido	OFF
Enciende Todos los LDs	ON	No Definido	No Definido	ON
Enciende un Solo LD	ONLY	LD elegido	No Definido	ONLY/4
Establece el Tiempo de Apagado y Encendido	DELAY	Tiempo de Apagado	Tiempo de Encendido	DELAY/60_30
Ejecuta la Secuencia 1	SEQ	1	Ciclos	SEQ/1_50
Ejecuta la Secuencia 2	SEQ	2	Ciclos	SEQ/2_100
Cambia el Orden de la Secuencia 2	CHANGE	Orden Deseado	No Definido	CHANGE/210543

Dentro de esta tabla, se detallan de manera precisa los distintos tipos de instrucciones que pueden ser emitidos al sistema, como encender o apagar los diodos láser, establecer tiempos de encendido y apagado, fijar el voltaje de umbral y operación, configurar secuencias específicas y definir el número de ciclos. Cada uno de estos formatos se presenta de manera clara y concisa, permitiendo a los usuarios entender y aplicar las instrucciones de manera general.

### 5.2.1. Estructura General del Programa

La estructura general del programa se ha diseñado cuidadosamente y consta de tres partes fundamentales que desempeñan roles cruciales en su funcionamiento. Estas partes han sido concebidas para garantizar la eficiencia y la coherencia de las operaciones del programa en su totalidad. En la Figura 5.5 se muestra el diagrama de flujo del programa cargado al ESP32 generalizado en tres bloques principales.

La primera de estas partes se encarga de decodificar las instrucciones que se reciben. Es como el “cerebro” del sistema, que interpreta y comprende las directrices enviadas desde fuentes externas. Este bloque de decodificación es esencial, ya que permite al programa

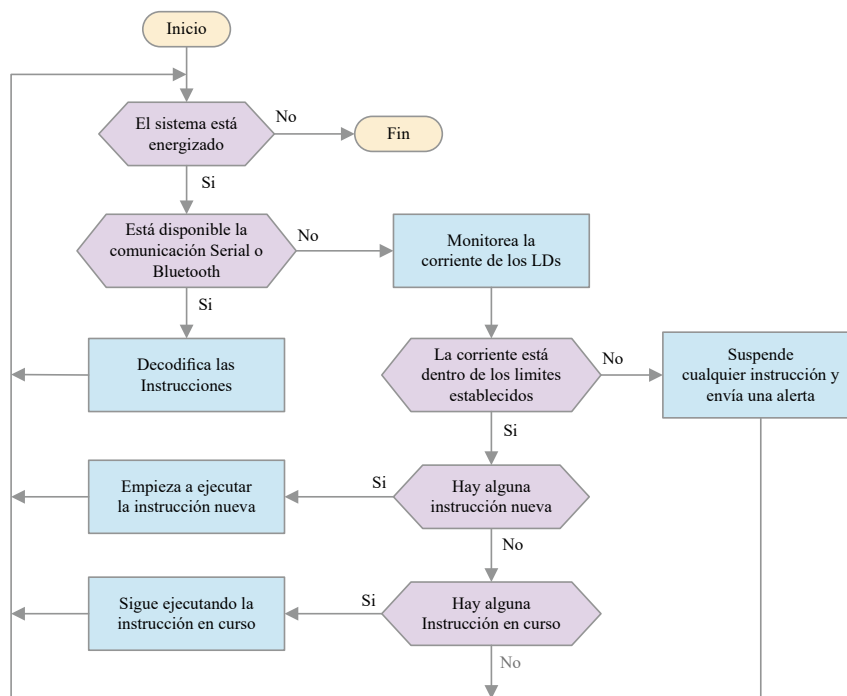


Figura 5.5. Diagrama de flujo del programa general.

entender y procesar de manera adecuada las instrucciones, lo que resulta en una operación fluida y precisa.

El segundo bloque, por su parte, es el encargado de ejecutar las instrucciones una vez que han sido decodificadas con éxito. Actúa como los “músculos” del programa, poniendo en marcha las acciones requeridas de acuerdo a las instrucciones recibidas. Esto es crucial para lograr los resultados esperados y garantizar que el sistema realice las tareas de manera correcta.

Finalmente, el tercer bloque se dedica al monitoreo de los diodos láser LDs. Es como el “observador” del sistema, ya que su tarea es supervisar que la corriente a través de los LDs no sobrepase los límites establecidos. Esto permite que el sistema sea seguro ya que si algún LD llega a sobrepasar los límites establecidos, suspende cualquier instrucción en curso, además de enviar una alerta al dispositivo que lo controla.

En conjunto, estos tres bloques de programación crean una estructura sólida que asegura que el sistema funcione de manera eficiente y precisa. Cada parte cumple un papel esencial en el proceso global, contribuyendo a la fiabilidad y el rendimiento óptimo del programa.

### 5.2.1.1. Bloque para Decodificar las Instrucciones

Las instrucciones recibidas tienen que ser interpretadas por el ESP32. Estas instrucciones fueron establecidas antes de realizar la programación, las cuales deben ser enviadas como tipo “*string*” y en el formato correcto, de otra manera el ESP32 no las podrá decodificar y por lo tanto no realizará ninguna instrucción. La Figura 5.6 muestra el diagrama de flujo para decodificar las instrucciones recibidas.

Este bloque se activa si la comunicación serial o bluetooth están disponibles, lo cual indica que un dispositivo externo ha enviado alguna instrucción, primeramente el programa lee el mensaje y identifica cuantos caracteres se recibieron. Si es menor o igual a 4 y además el formato esta correcto, debería mandar a encender o apagar todos los LDs a través de una variable que determina la instrucción, en este caso la variable es llamada “*Estado*”.

Por otro lado, si el número de caracteres es mayor a 4 y el formato es el correcto, significa que la instrucción recibida puede ser para establecer el voltaje de umbral y operación, fijar los tiempos que duran encendidos o apagados los LDs, habilitar alguna secuencia así como cambiar el orden de la secuencia 2 o encender un único LD. todas estas instrucciones se guardan en determinadas variables para que posteriormente se ejecuten.

### 5.2.1.2. Bloque para Ejecutar las Instrucciones

Las instrucciones comienzan su ejecución de manera automática una vez que han sido decodificadas. En donde la variable “*Estado*” determina que instrucción se ejecuta. Cabe mencionar que al establecer el voltaje de umbral y el de operación, la velocidad de las secuencias y el orden de la secuencia 2; no afectan a la variable “*Estado*”. Las únicas instrucciones que pueden cambiar el valor de esta variable son encender o apagar todos los LDs, iniciar alguna secuencia y encender un único LD.

Para que comience a ejecutarse alguna instrucción la variable “*Estado*” debe ser menor o igual a 4, de lo contrario no se ejecutará alguna instrucción. Después de finalizar la instrucción en curso, la variable “*Estado*” cambia a 5 y por lo tanto se espera hasta que el bloque para decodificar instrucciones cambie el valor de esta variable. Cabe mencionar que la variable estado puede ser modificada en cualquier momento, por lo que se pueden interrumpir las secuencias o si es necesario cambiar algún valor de voltaje establecido, tiempo de encendido y apagado, además del orden en la secuencia 2.



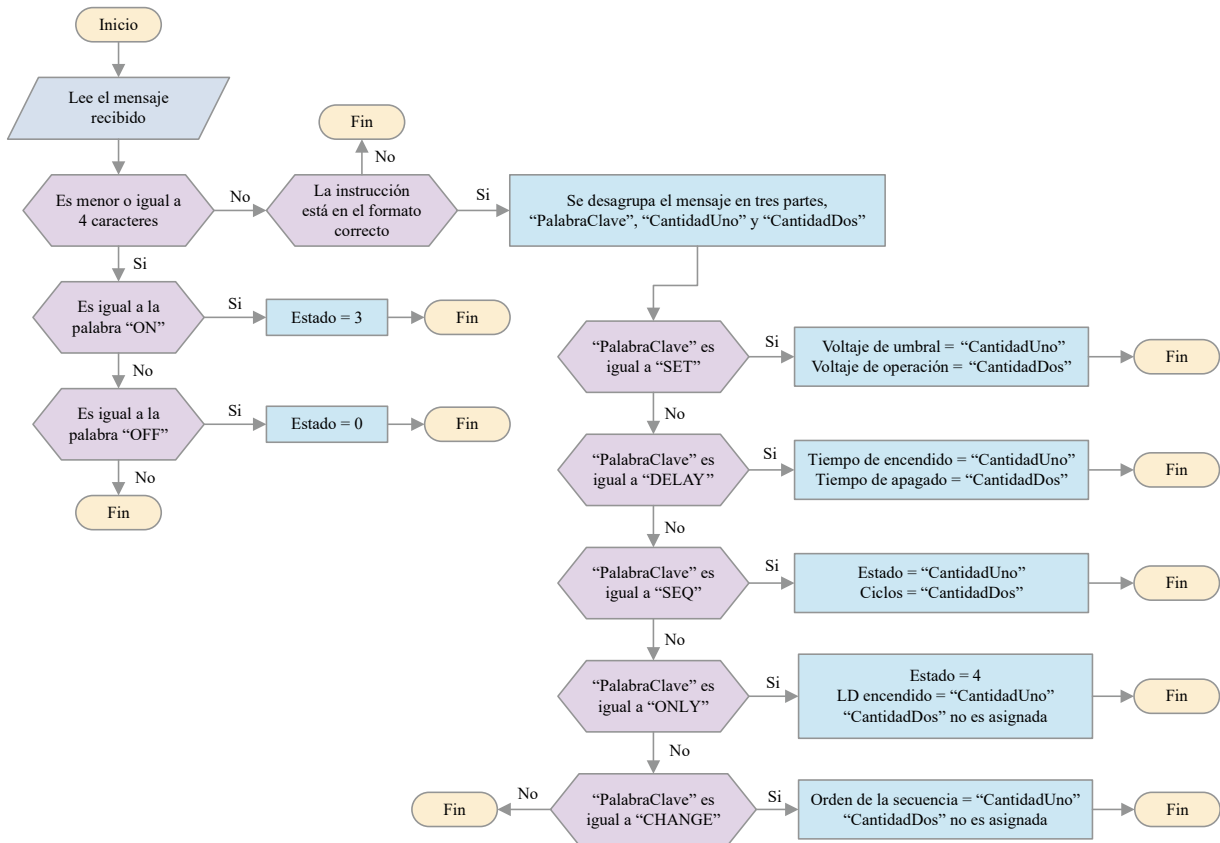


Figura 5.6. Diagrama de flujo para decodificar las instrucciones.

### 5.2.1.3. Bloque para Monitorear la Corriente en los LDs

En el diagrama de flujo general mostrado en la Figura 5.5, se describe detalladamente cómo funciona esta parte del programa y como interactúa con los demás bloques. Por otra parte, cabe mencionar que se implementó un filtro pasa bajas de primer orden basado en la Media Móvil Exponencial (*Exponential Moving Average*) (EMA), el cual permite mitigar el ruido no deseado, proporcionando una señal más suave y precisa, ofreciendo una implementación sencilla y sin comprometer el el rendimiento del sistema ya que exige pocos recursos de procesamiento [34].

## 5.3. Diseño e Implementación del PCB

El prototipo seccionado fue de gran utilidad, no solo para detectar posibles errores de diseño, sino que también para ofrecer una perspectiva más clara del sistema final que se deseaba lograr. Además, permitió realizar algunas ligeras modificaciones que ampliaron las funcionalidades y mejoraron el sistema.

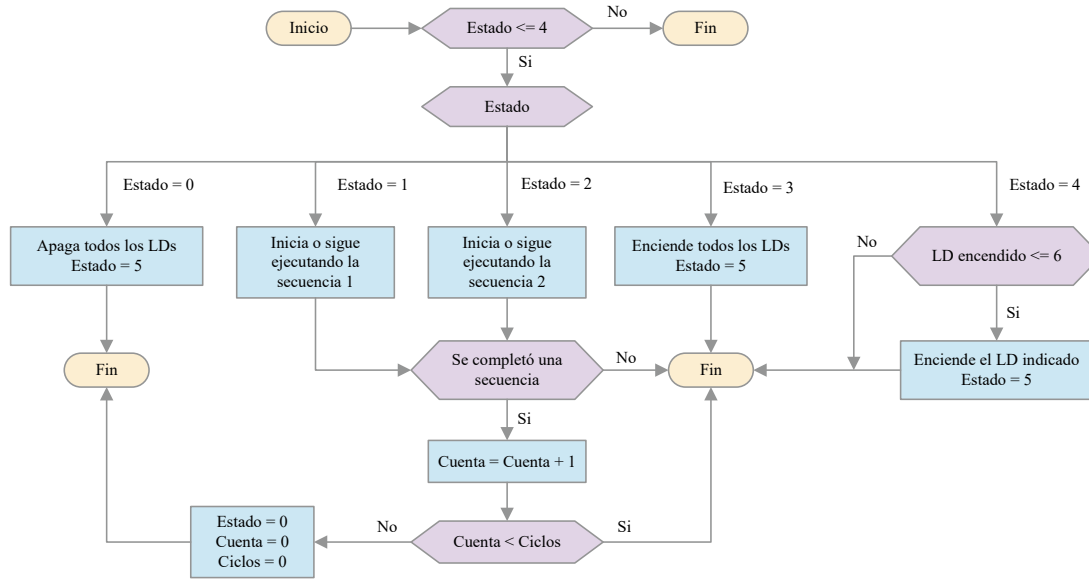


Figura 5.7. Diagrama de flujo para ejecutar las instrucciones.

El diseño final del sistema se caracteriza por su capacidad para integrar de manera efectiva todas las secciones en un único PCB, lo que resulta en una solución altamente compacta y eficiente. Una de las características destacadas de este diseño es la forma en que los controladores láseres se incorporan en la estructura. Estos controladores son cuidadosamente soldados perpendicularmente a la placa base a través de ranuras especialmente diseñadas.

Estas ranuras desempeñan un papel fundamental al garantizar una sujeción sólida y segura de los controladores láseres. Esto no solo ofrece estabilidad mecánica, sino que también contribuye a la robustez general del sistema. La resistencia mecánica resultante asegura que los controladores de los láseres permanezcan perfectamente estables en todas las condiciones de funcionamiento, lo que es crucial para el rendimiento óptimo del sistema.

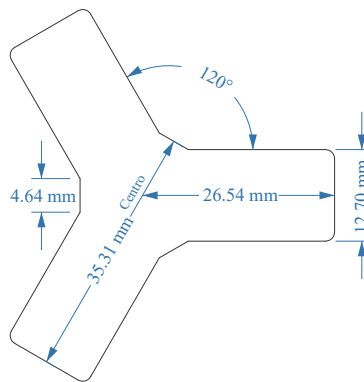
Este enfoque de diseño, que integra de manera efectiva todas las secciones en un solo PCB y presta una atención meticulosa a la sujeción de los componentes clave, da como resultado un sistema que cumple con los más altos estándares de calidad y rendimiento. La miniaturización del PCB y robustez del sistema hace que este diseño sea una solución altamente efectiva para su aplicación.

### 5.3.1. Diseño del PCB del Sistema

El diseño del PCB surgió de la necesidad de desarrollar un dispositivo compacto que no comprometiera ni dificultara las mediciones para la aplicación de la técnica SCOT.

Inicialmente, se exploraron varias ideas, y entre ellas, la que resultó más convincente fue la concepción de una placa base con una configuración en forma de “Y”. Esta disposición permitiría integrar eficientemente cada uno de los componentes esenciales. Además, debido a las restricciones de espacio, se optó por posicionar los drivers de manera perpendicular a la placa, incorporando dos de ellos en cada brazo de la forma “Y”.

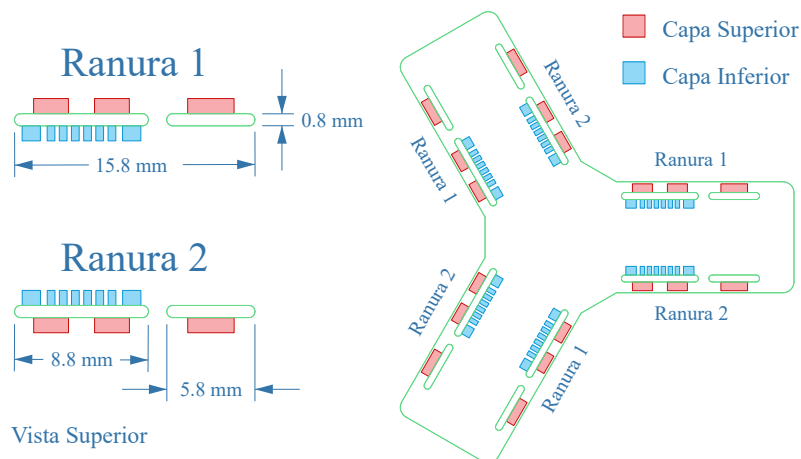
Las dimensiones establecidas para la placa base con la forma de “Y” se muestran en la Figura 5.8. Cabe mencionar que entre cada brazo de la forma “Y” hay un ángulo de 120 grados, y desde el centro hacia el final de cada uno de los tres brazos mide 26.54 mm, lo que resulta en un diámetro aproximado de 53 mm. Además, el grosor de cada brazo fue fijado en 12.7 mm. Previo al inicio del enrutamiento de señales, se realizó un bosquejo del área utilizada y del tamaño de cada uno de los componentes para determinar su factibilidad, asegurando así una disposición eficiente y practicable de los elementos en la placa base.



**Figura 5.8.** Forma y dimensiones de la placa base.

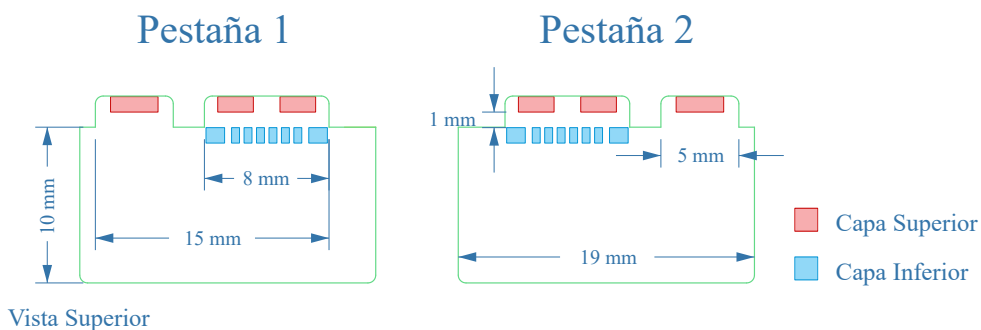
Las ranuras destinadas para albergar las tarjetas que se insertan de manera perpendicular, fueron diseñadas cuidadosamente teniendo en cuenta el grosor de la tarjeta a insertar, el cual es de 0.8 mm. Con el objetivo de garantizar una resistencia mecánica óptima, se optó por crear dos ranuras en lugar de una sola. Entre estas dos ranuras, hay un espacio donde no se corta la placa base, lo que proporciona una sujeción más sólida y un agarre mejorado. Es importante señalar que las dos ranuras no son del mismo tamaño; en una de ellas se incorporan pads para la sujeción y pistas de señal, mientras que la otra únicamente contiene un pad, enfocado para una sujeción más estable. La Figura 5.9 ilustra el diseño de estas ranuras en la placa base, así como las características de tamaño.

Las pestañas que forman parte de las tarjetas, insertadas en la placa base, fueron diseñadas considerando las dimensiones de las ranuras y el grosor de 1 mm de la propia placa base. Es de suma importancia que estas pestañas encajen de manera precisa en



**Figura 5.9.** Diseño de las ranuras y su deposición en la placa base..

la placa base, y para lograrlo, se ha cuidado que los pads de sujeción y las pistas de señal coincidan perfectamente. Esta alineación precisa no solo garantiza un ensamblaje adecuado, sino que también asegura un funcionamiento óptimo del conjunto. La Figura 5.10 ofrece una representación visual del diseño detallado de estas pestañas, así como de su disposición en la tarjeta del controlador. Cabe mencionar que la pestaña 1 se inserta en la ranura 1 y la pestaña 2 en la ranura 2.



**Figura 5.10.** Diseño de las pestañas y su disposición en la placa del controlador.

La tarjeta que integra el controlador fue diseñada a dos caras, los pads de sujeción y el driver se encuentran en la cara frontal mientras que los componentes y pistas de señal en la cara posterior. Las dimensiones de esta tarjeta sin tomar en cuenta la pestaña son de 19 mm × 10 mm.

Debido a las restricciones de espacio, se requirió implementar un enrutamiento de cuatro capas para la placa base. Cada una de estas capas alberga pistas de señales esenciales para el funcionamiento del dispositivo. No obstante, se diseñó un plano de tierra en cada una de las capas, envolviendo y proporcionando una barrera electromagnética para

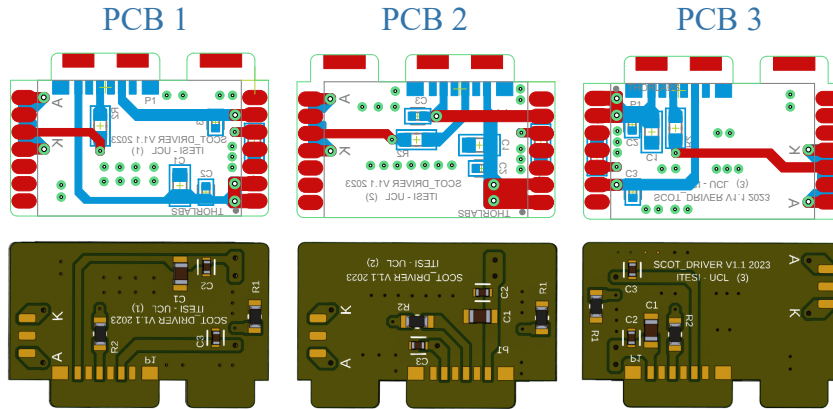


Figura 5.11. Diseño de las tarjetas para el controlador.

todas las señales presentes. Esta estrategia no solo optimiza la gestión del espacio, sino que también contribuye a reducir interferencias y mejorar la integridad de las señales, garantizando un rendimiento eléctrico óptimo en el diseño de la placa base. La implementación de estas capas y planos adicionales no solo responde a las limitaciones de espacio, sino que también evidencia una consideración cuidadosa para lograr un diseño eficiente y funcional. La Figura 5.12 muestra el diseño final de la placa base y su representación en 3D.

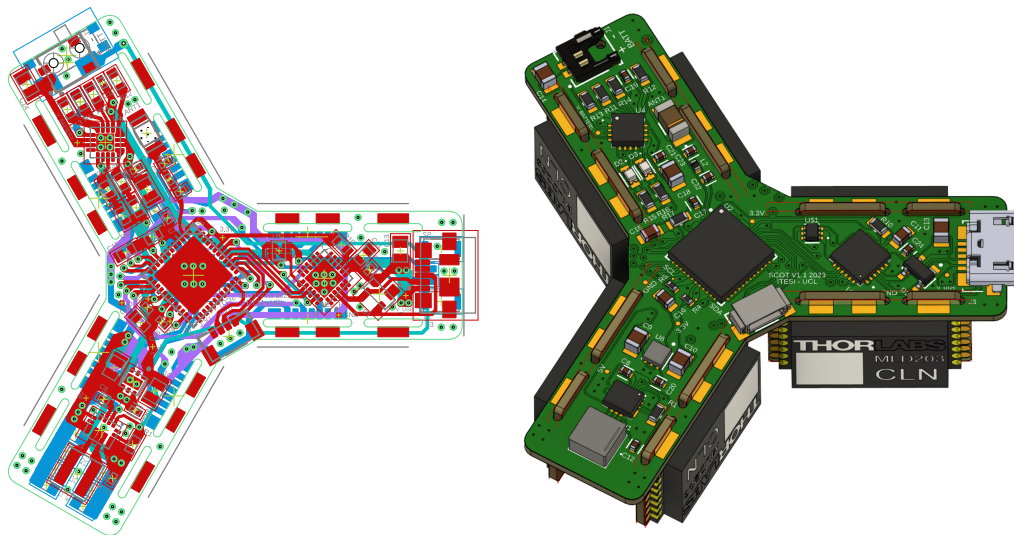


Figura 5.12. Diseño a 4 capas y representación 3D del PCB.

### 5.3.2. Implementación del Sistema

Debido al uso de componentes extremadamente pequeños y el número de capas utilizadas, la implementación de PCBs a través de métodos tradicionales es imposible, además, para aplicaciones empleadas en el campo de la biomedicina, es esencial que los

## Capítulo 5. Optimización del Diseño del Sistema

---

sistemas se diseñen e implementen cumpliendo con las normativas correspondientes. Por este motivo, la fabricación de los PCBs se dejó a manos de una empresa especializada en este campo.

Para realizar la soldadura de los componentes en el PCB, se utilizaron tres herramientas fundamentales: una cama caliente, una pistola de aire caliente y un cautín. Los PCBs están diseñados a doble cara, lo que implica que sea necesario soldar componentes en ambas caras, tanto en la superior como en la inferior. La cama caliente se utilizó en la cara con mayor densidad de componentes, mientras que la pistola de aire caliente se aplicó en la cara con menos elementos a soldar. Por último, el cautín fue empleado para la soldar los LDs y los drivers, además de soldar los módulos del controlador que se colocan perpendicularmente a la placa principal. En la Figura 5.13 se muestra la implementación de la placa base del sistema.



**Figura 5.13.** Implementación de la placa base del sistema.

# Capítulo 6

## Conclusiones

En el transcurso de esta investigación, se logró desarrollar un diseño electrónico que satisface los requisitos fundamentales para el adecuado funcionamiento de un sistema de tomografía cerebral mediante la técnica SCOT. Se diseñó y validó un circuito electrónico que desempeña un papel crucial al garantizar y controlar las señales eléctricas responsables de accionar un conjunto de dispositivos láser, así como de mantener la potencia óptica estable y prácticamente sin fluctuaciones después de que el sistema ha alcanzado una temperatura de trabajo.

Además, se implementó un controlador mediante el ESP32 que posibilita establecer la potencia óptica con respecto a la corriente que pasa a través de cada uno de los LDs utilizados. Este control no solo permite establecer la potencia óptica de los LDs, sino que también, permite la configuración de secuencias para el accionamiento de los LDs, en donde se puede ajustar el tiempo de encendido y apagado, el orden en que son encendidos, así como el número de veces que se repetirá dicha secuencia.

Para que el control sea eficiente y no haya una comunicación continua entre el controlador y el dispositivo externo que envía las instrucciones, se implementó un formato que facilita esta tarea, permitiendo enviar solamente la información esencial para establecer alguna instrucción. Así mismo, el diseño de este sistema permite que las instrucciones puedan ser recibidas a través de la comunicación serial o Bluetooth.

La portabilidad del sistema fue un criterio de diseño esencial, y para abordar este desafío, se integró un sistema de carga para baterías y gestor de energía. Esto eliminó la dependencia de tomas de corriente externas, contribuyendo significativamente a la movilidad y versatilidad del sistema. Esta solución no solo mejoró la portabilidad sino que también

## Capítulo 6. Conclusiones

---

mitigó posibles interferencias que podrían surgir de fuentes de alimentación externas.

Los resultados obtenidos en este trabajo mediante la prueba de oclusión en el brazo, indican que el sistema desarrollado e implementado, tiene la capacidad de visualizar el flujo sanguíneo en tejidos superficiales y profundos. Ya que las fluctuaciones de la potencia óptica del láser no comprometen el comportamiento del flujo sanguíneo, demostrando así la viabilidad y eficacia del sistema para observar los cambios del flujo sanguíneo con base en la técnica de SCOT. Este avance representa un paso significativo hacia la comprensión detallada de la hemodinámica en diferentes regiones cerebrales, contribuyendo al desarrollo de herramientas diagnósticas más avanzadas y accesibles en el ámbito médico.



# Referencias

- [1] Julianne W. Ashby y Julia J. Mack. “Endothelial Control of Cerebral Blood Flow”. En: *The American Journal of Pathology* 191.11 (2021), págs. 1906-1916. ISSN: 0002-9440. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajpath.2021.02.023>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002944021001036>.
- [2] Organizacion Mundial de la Salud. *The top 10 causes of death*. 2020. URL: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.
- [3] Chen-Hao P Lin et al. “Investigation of speckle contrast optical tomography performance for imaging cerebral blood flow in a human head”. En: *Clinical and Translational Neurophotonics 2022*. SPIE. 2022, PC1194502.
- [4] Sairam Geethanath y John Thomas Vaughan Jr. “Accessible magnetic resonance imaging: a review”. En: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 49.7 (2019), e65-e77.
- [5] Méndez MC Azpiroz-Leehan J Licona FM. “Imaging facilities for basic medical units: a case in the state of Guerrero, Mexico”. En: *J Digit Imaging* (2011). DOI: 10.1007/s10278-010-9349-7.
- [6] Claudia P. Valdes et al. “Speckle contrast optical spectroscopy, a non-invasive, diffuse optical method for measuring microvascular blood flow in tissue”. En: *Biomed. Opt. Express* 5.8 (ago. de 2014), págs. 2769-2784. DOI: 10.1364/BOE.5.002769. URL: <https://opg.optica.org/boe/abstract.cfm?URI=boe-5-8-2769>.
- [7] Hari M. Varma et al. “Speckle contrast optical tomography: A new method for deep tissue three-dimensional tomography of blood flow”. En: *Biomed. Opt. Express* 5.4 (abr. de 2014), págs. 1275-1289. DOI: 10.1364/BOE.5.001275. URL: <https://opg.optica.org/boe/abstract.cfm?URI=boe-5-4-1275>.

## Referencias

---

- [8] Tanja Dragojević et al. “High-density speckle contrast optical tomography (SCOT) for three dimensional tomographic imaging of the small animal brain”. En: *Neuro-Image* 153 (2017), págs. 283-292. ISSN: 1053-8119. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.04.003>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811917302914>.
- [9] Tanja Dragojević et al. “High-density speckle contrast optical tomography of cerebral blood flow response to functional stimuli in the rodent brain”. En: *Neurophotonics* 6.4 (2019), pág. 045001. DOI: 10.1117/1.NPh.6.4.045001. URL: <https://doi.org/10.1117/1.NPh.6.4.045001>.
- [10] Chen-Hao Paul Lin et al. “Anatomical Modeling and Optimization of Speckle Contrast Optical Tomography”. En: *bioRxiv* (2023), págs. 2023-09.
- [11] Hubin Zhao et al. “Design and validation of a mechanically flexible and ultra-lightweight high-density diffuse optical tomography system for functional neuroimaging of newborns”. En: *Neurophotonics* 8.1 (2021), pág. 015011. DOI: 10.1117/1.NPh.8.1.015011. URL: <https://doi.org/10.1117/1.NPh.8.1.015011>.
- [12] Anna Devor et al. “Frontiers in Optical Imaging of Cerebral Blood Flow and Metabolism”. En: *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism* 32.7 (2012). PMID: 22252238, págs. 1259-1276. DOI: 10.1038/jcbfm.2011.195. URL: <https://doi.org/10.1038/jcbfm.2011.195>.
- [13] T Durduran et al. “Diffuse optics for tissue monitoring and tomography”. En: *Reports on Progress in Physics* 73.7 (jun. de 2010), pág. 076701. DOI: 10.1088/0034-4885/73/7/076701. URL: <https://dx.doi.org/10.1088/0034-4885/73/7/076701>.
- [14] J David Briers. “Laser Doppler, speckle and related techniques for blood perfusion mapping and imaging”. En: *Physiological Measurement* 22.4 (oct. de 2001), R35. DOI: 10.1088/0967-3334/22/4/201. URL: <https://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/22/4/201>.
- [15] Qian Peng et al. “Lasers in medicine”. En: *Reports on Progress in Physics* 71.5 (abr. de 2008), pág. 056701. DOI: 10.1088/0034-4885/71/5/056701. URL: <https://dx.doi.org/10.1088/0034-4885/71/5/056701>.
- [16] Jon M. Mendivil. “Láseres integrados en dobles tungstos y niobato de litio basados en guías de onda ridge”. Tesis doct. Universidad autónoma de Madrid, 2015.

- 
- [17] J.C. Dainty. *Laser Speckle and Related Phenomena*. Topics in Applied Physics. Springer Berlin Heidelberg, 2013. ISBN: 9783662432051. URL: <https://books.google.es/books?id=Q6HzCAAQBAJ>.
- [18] J. W. Goodman. “Some fundamental properties of speckle\*”. En: *J. Opt. Soc. Am.* 66.11 (nov. de 1976), págs. 1145-1150. DOI: 10.1364/JOSA.66.001145. URL: <https://opg.optica.org/abstract.cfm?URI=josa-66-11-1145>.
- [19] Pedro G. Vaz et al. “Laser Speckle Imaging to Monitor Microvascular Blood Flow: A Review”. En: *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 9 (2016), págs. 106-120. DOI: 10.1109/RBME.2016.2532598.
- [20] Ashwin B. Parthasarathy et al. “Laser speckle contrast imaging of cerebral blood flow in humans during neurosurgery: a pilot clinical study”. En: *Journal of Biomedical Optics* 15.6 (2010), pág. 066030. DOI: 10.1117/1.3526368. URL: <https://doi.org/10.1117/1.3526368>.
- [21] J.N. Butters y J.A. Leendertz. “Speckle pattern and holographic techniques in engineering metrology”. En: *Optics & Laser Technology* 3.1 (1971), págs. 26-30. ISSN: 0030-3992. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0030-3992\(71\)80007-5](https://doi.org/10.1016/S0030-3992(71)80007-5). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030399271800075>.
- [22] David A. Boas y Andrew K. Dunn. “Laser speckle contrast imaging in biomedical optics”. En: *Journal of Biomedical Optics* 15.1 (2010), pág. 011109. DOI: 10.1117/1.3285504. URL: <https://doi.org/10.1117/1.3285504>.
- [23] Wido Heeman et al. “Clinical applications of laser speckle contrast imaging: a review”. En: *Journal of Biomedical Optics* 24.8 (2019), pág. 080901. DOI: 10.1117/1.JBO.24.8.080901. URL: <https://doi.org/10.1117/1.JBO.24.8.080901>.
- [24] Janaka Senarathna et al. “Laser Speckle Contrast Imaging: Theory, Instrumentation and Applications”. En: *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 6 (2013), págs. 99-110. DOI: 10.1109/RBME.2013.2243140.
- [25] David Briers et al. “Laser speckle contrast imaging: theoretical and practical limitations”. En: *Journal of Biomedical Optics* 18.6 (2013), pág. 066018. DOI: 10.1117/1.JBO.18.6.066018. URL: <https://doi.org/10.1117/1.JBO.18.6.066018>.
- [26] Eva Klijn. “The additional value of microcirculatory imaging in critically ill patients and its relation to systemic hemodynamics”. Tesis doct. Erasmus University Rotterdam, 2015.

## Referencias

---

- [27] Erin M. Buckley et al. “Diffuse correlation spectroscopy for measurement of cerebral blood flow: future prospects”. En: *NeuroPhotonics* 1.1 (2014), pág. 011009. DOI: 10.1117/1.NPh.1.1.011009. URL: <https://doi.org/10.1117/1.NPh.1.1.011009>.
- [28] Turgut Durduran y Arjun G. Yodh. “Diffuse correlation spectroscopy for non-invasive, micro-vascular cerebral blood flow measurement”. En: *NeuroImage* 85 (2013). Celebrating 20 Years of Functional Near Infrared Spectroscopy (fNIRS), págs. 51-63. ISSN: 1053-8119. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.06.017>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105381191300654X>.
- [29] Edbert J. Sie et al. “High-sensitivity multispeckle diffuse correlation spectroscopy”. En: *NeuroPhotonics* 7.3 (2020), pág. 035010. DOI: 10.1117/1.NPh.7.3.035010. URL: <https://doi.org/10.1117/1.NPh.7.3.035010>.
- [30] Boas DA Strangman G Franceschini MA. “Factors affecting the accuracy of near-infrared spectroscopy concentration calculations for focal changes in oxygenation parameters”. En: *Neuroimage* (2003). DOI: 10.1016/s1053-8119(03)00021-1.
- [31] Thorlabs. *Data Sheet Miniature Laser Driver MLD203CLN*. Rev. 1.2. Thorlabs. 2022. URL: <https://www.thorlabs.com/drawings/31da2c33c2e5ba91-03873E7C-C85F-814D-1BE13F89909AEE93/MLD203CLN-DataSheet.pdf>.
- [32] Espressif Systems. *ESP32 PICO D4 Datasheet*. Version 2.0. Espressif Systems. 2022. URL: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-pico-d4\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-pico-d4_datasheet_en.pdf).
- [33] Texas Instruments. *Data Sheet TLV755P 500-mA, Low IQ, Small Size, Low Dropout Regulator*. Rev. May 2018. Texas Instruments. 2017. URL: [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlv755p.pdf?ts=1700831242103&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FTLV755P%253FkeyMatch%253DTLV75533PDRVR%2526tisearch%253Dsearch-everything%2526usecase%253DOPN-ALT](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlv755p.pdf?ts=1700831242103&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FTLV755P%253FkeyMatch%253DTLV75533PDRVR%2526tisearch%253Dsearch-everything%2526usecase%253DOPN-ALT).
- [34] Belyaev Alexander, Tutov Ivan y Butuzov Denis. “Analysis of noisy signal restoration quality with exponential moving average filter”. En: *2016 International Siberian Conference on Control and Communications (SIBCON)*. 2016, págs. 1-4. DOI: 10.1109/SIBCON.2016.7491750.