



**unitec**®

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

**DESARROLLO DE PROTOTIPO FOTÓNICO-ÓPTICO PARA LA LOCALIZACIÓN DE VENAS**

**BAJO EL PRINCIPIO NIR**

**PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO**

**INGENIERO BIOMÉDICO**

**PRESENTADO POR:**

**21911139 FABIANNA ABIGAIL HERNÁNDEZ URBINA**

**21841110 REYNA CRISTINA RIVAS TABORA**

**ASESOR: MANUEL GAMERO**

**CAMPUS SAN PEDRO SULA; ABRIL, 2023**

## AUTORIZACIÓN

*AUTORIZACIÓN DEL AUTOR(ES) PARA LA CONSULTA, LA REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL, Y PUBLICACIÓN ELECTRÓNICA DEL TEXTO COMPLETO DE TESIS DE GRADO.*

Señores

CENTRO DE RECURSOS PARA EL APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACION (CRAI)

San Pedro Sula

Estimados Señores:

La presentación del documento de tesis forma parte de los requerimientos y procesos establecidos de graduación para alumnos de pregrado de UNITEC.

Nosotros, Fabianna Abigail Hernández Urbina y Reyna Cristina Rivas Tabora, de San Pedro Sula autor(es) del trabajo de grado titulado: Desarrollo de prototipo fotónico – óptico para la localización de venas bajo el principio NIR, presentado y aprobado en el año 2023, como requisito para optar al título de Profesional de Ingeniero Biomédico, autorizo a:

Las Bibliotecas de los Centros de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación (CRAI) de la Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC), para que, con fines académicos, pueda libremente registrar, copiar y usar la información contenida en él, con fines educativos, investigativos o sociales de la siguiente manera:

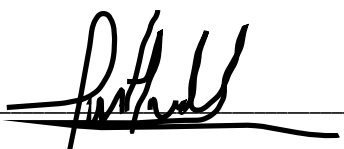
Los usuarios puedan consultar el contenido de este trabajo de grado en las salas de estudio de la biblioteca y la página Web de la universidad.

Permita la consulta y la reproducción, a los usuarios interesados en el contenido de este trabajo, para todos los usos que tengan finalidad académica, ya sea en formato CD o digital desde Internet, Intranet, etc., y en general para cualquier formato conocido o por conocer.

De conformidad con lo establecido en el artículo 19 de la Ley de Derechos de Autor y de los Derechos Conexos; los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.

Es entendido que cualquier copia o reproducción del presente documento con fines de lucro no está permitida sin previa autorización por escrito de parte de los principales autores.

En fe de lo cual, se suscribe la presente acta en la ciudad de San Pedro Sula a los 28 días del mes de abril de dos mil veintitrés.

  
Fabianna Abigail Hernández Urbina  
21911139

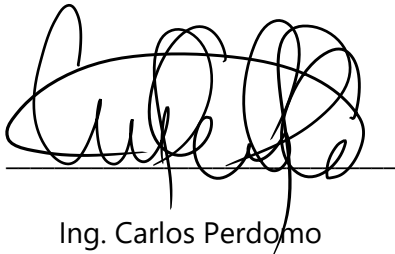
  
Reyna Cristina Rivas Tabora  
21841110

## HOJA DE FIRMAS

Los abajo firmantes damos fe, en nuestra posición de miembro de Terna, Asesor y/o Jefe Académico y en el marco de nuestras responsabilidades adquiridas, que el presente documento cumple con los lineamientos exigidos por la Facultad de Ingeniería y los requerimientos académicos que la Universidad dispone dentro de los procesos de graduación.



Ing. Manuel Gamero



Ing. Carlos Perdomo

Miembro de Terna

Asesor UNITEC

*Karla Miriam Reyes  
Leiva  
San Pedro Sula  
12/05/2023*

Dra. Karla Reyes

Miembro de Terna



Ing. Reyna Valle

Jefe Académico de Biomédica | UNITEC

## **DEDICATORIA**

A Dios y nuestras familias por todo el amor y apoyo brindado a lo largo de nuestra vida.

## **AGRADECIMIENTOS**

"A mi padre, José Hernández, por siempre apoyarme incondicionalmente, por sus sabios consejos y lecciones de vida. A mi madre, Ana Urbina, por siempre creer en mí y confiar en mis capacidades. Son el motivo de todos mis logros, éxitos y sueños, gracias a todo su apoyo y amor incondicional.

A mis hermanos, Anna Cecilia y José Antonio, por motivarme a ser mejor y ser la alegría y el propósito de mi vida. A mi primo Oscar, por siempre brindarme su amor incondicional y mostrarme su orgullo hacia mí.

A Reyna Rivas, por adentrarse en esta experiencia conmigo. Por brindar no solo su conocimiento, también su amistad sincera. Le agradezco por motivarme a dar lo mejor de mí.

A mis familia y amigos, por brindarme su apoyo y cariño a lo largo de mi vida, y especialmente a lo largo de la elaboración de este proyecto. Especialmente a Celeste Alarcón, por apoyarme y motivarme a creer en mí cuando existían dudas."

- **Fabianna Abigail Hernández Urbina**

"Agradezco a Dios, por su misericordia infinita, sus oportunidades y por permitirme llegar hasta esta etapa de mi vida.

A mis padres, Maritza Tábor y Luis Alonso Rivas, quienes me han brindado apoyo, amor incondicional y guía a lo largo de toda mi vida. Agradezco infinitamente todo su esfuerzo por brindarme las mejores oportunidades para superarme cada día y cumplir cada una de mis metas, sin ustedes esto no hubiese sido posible y este logro es primeramente suyo.

A mi hermano, Luis Gerardo Rivas, quien me ha brindado su amor incondicional y me ha enseñado a ser la mejor versión de mí misma.

A mi familia y amigos quienes me han apoyado en las diferentes etapas de mi vida y me han brindado su cariño sincero.

A Fabianna Hernández, por su amistad y por ser una excelente compañera de tesis, su compromiso y dedicación queda plasmado en este trabajo.”

- **Reyna Cristina Rivas Tábor**

Agradecemos a nuestro asesor metodológico, el Ing. Manuel Gamero, por su guía y confianza a lo largo del desarrollo de este proyecto.

Agradecemos a la Ing. Stefany García y al Ing. Andrés Chávez, por su apoyo en el desarrollo del prototipo. Por demostrarnos que con nuestras capacidades éramos capaces de elaborar este proyecto, y brindarnos su tiempo y espacio para brindarnos su apoyo incondicional.

- **Fabianna y Reyna**

## EPÍGRAFE

*“Me gustaría ser recordada como alguien que no tenía miedo de hacer lo que ella quería hacer, y como alguien que se arriesgó en el camino para lograr sus objetivos.”*

*-Sally Ride*

## RESUMEN EJECUTIVO

La venopunción y procesos intravenosos son procedimientos esenciales para los tratamientos realizados en el ámbito médico. En algunos casos, la localización de las venas puede complicarse debido a distintos factores como trastornos que afectan el sistema venoso. En la actualidad, los profesionales de salud hacen uso de distintos métodos tradicionales para localizar las venas, como ser la aplicación de torniquetes y la palpación de las venas. Para optimizar y facilitar el proceso de la localización de venas, tanto para el personal de salud como para el paciente, es necesario un dispositivo de apoyo para la clara visualización de las venas. Consecuentemente, distintos autores han elaborado dichos dispositivos. En su mayoría, se ha utilizado el principio de una ventana de luz infrarroja, en conjunto de procesamiento de imágenes realizado en Matlab. Para el desarrollo de este prototipo de dispositivo se utilizó la metodología en V y aplicación de un modelo jerárquico, para definir dominios, propuesto por Hehenberger. Teniendo como objetivo la localización de las venas, el principio de funcionamiento se basó en la irradiación de luz mediante una matriz infrarroja cercana, donde la cámara detectó la luz y captó la imagen para ser procesada en Python para mejorar el contraste. Se obtuvieron las imágenes procesadas, donde las venas en comparación a la imagen original muestran tener mayor claridad. Se determinó que los componentes seleccionados en conjunto con el procesamiento de imágenes lograron el desarrollo del prototipo objetivo a bajo costo. La mejora en la visualización de las venas pretende disminuir los intentos de venopunción fallidos, mitigando así, lesiones ocasionadas a pacientes con venas de difícil acceso. Para optimizar aún más el dispositivo, se toma en consideración la implementación de un proyector DLP. También, validar su funcionamiento según distintas condiciones físicas de los pacientes.

**Palabras claves:** Localizador de venas, procesamiento de imágenes, Raspberry Pi, ventana infrarroja cercana.



## **ABSTRACT**

Venipuncture and intravenous procedures are essential procedures for treatments performed in the medical field. In some cases, vein localization can be complicated by several factors such as disorders affecting the venous system. Currently, health professionals make use of different traditional methods to locate veins, such as the application of tourniquets and vein palpation. To optimize and facilitate the process of vein localization, both for the health personnel and the patient, a support device is necessary for the clear visualization of veins. Consequently, different authors have developed such devices. For the most part, the principle of an infrared light window has been used, in conjunction with image processing performed in Matlab. For the development of this prototype device, the V methodology and the application of a hierarchical model to define domains, proposed by Hehenberger were used. With the objective of localizing veins, the principle of operation was based on the irradiation of light by means of a near infrared matrix, where the camera detected the light and captured the image to be processed in Python to improve the contrast. The processed images were obtained, where the veins in comparison to the original image show greater clarity. It was determined that the selected components, along with the image processing, developed the target prototype at low cost. The improvement in the visualization of the veins aims to reduce the number of failed venipuncture attempts, thus mitigating injuries caused to patients with difficult access veins. To further optimize the device, the implementation of a DLP projector has been taken into consideration. Also, to validate its operation according to different physical conditions of the patients.

**Keywords:** image processing, near infrared window, Raspberry Pi, vein viewer.

## LISTA DE SIGLAS

IR	Infrarrojo
IV	Intravenoso
NIR	Near Infra-Red
PCB	Printed Circuit Board
SMD	Surface Mounting Device

## **GLOSARIO**

- Intravenoso: Hace referencia a "dentro de una vena".
- Luz infrarroja cercana: Parte del espectro de luz que produce una forma de energía que el ojo humano no es capaz de visualizar, sin embargo, puede ser detectada por el cuerpo.
- Sistema venoso: Parte del sistema circulatorio compuesto por las venas, encargado de conducir la sangre desde los capilares hasta la aurícula derecha.
- Traumatismo: Término utilizado para hacer referencia a heridas o lesiones físicas en los tejidos.
- Venopunción: Proceso de colocar una aguja en una vena, usualmente para la toma de muestras de sangre.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>I. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
<b>II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1 PRECEDENTES DEL PROBLEMA</b> .....	<b>3</b>
<b>2.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA</b> .....	<b>6</b>
<b>2.3 JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>6</b>
<b>2.4 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN</b> .....	<b>8</b>
<b>2.5 OBJETIVOS</b> .....	<b>8</b>
2.5.1 <i>OBJETIVO GENERAL</i> .....	<b>8</b>
2.5.2 <i>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</i> .....	<b>9</b>
<b>III. ESTADO DEL ARTE</b> .....	<b>10</b>
<b>3.1 ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN ACTUAL</b> .....	<b>10</b>
3.1.1 <i>MACROENTORNO</i> .....	<b>10</b>
3.1.2 <i>MICROENTORNO</i> .....	<b>15</b>
<b>3.2 CONCEPTUALIZACIÓN</b> .....	<b>17</b>
3.2.1 <i>ANATOMÍA</i> .....	<b>17</b>
3.2.2 <i>ELEMENTOS</i> .....	<b>18</b>
3.2.3 <i>PROCEDIMIENTOS</i> .....	<b>19</b>
3.2.4 <i>TECNOLOGÍA</i> .....	<b>19</b>
<b>3.2 TEORÍAS DE SUSTENTO</b> .....	<b>20</b>
<b>3.3.2 METODOLOGÍAS DESARROLLADAS POR OTROS INVESTIGADORES</b> .....	<b>25</b>
<b>3.3.3 INSTRUMENTOS UTILIZADOS</b> .....	<b>30</b>
<b>3.4 MARCO LEGAL</b> .....	<b>33</b>
3.4.1 <i>LEGISLACIÓN INTERNACIONAL</i> .....	<b>33</b>
3.4.2 <i>LEGISLACIÓN NACIONAL</i> .....	<b>34</b>
<b>IV. METODOLOGÍA</b> .....	<b>36</b>
<b>4.1 ENFOQUE</b> .....	<b>36</b>

<b>4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN</b> .....	36
4.2.1 <i>VARIABLES DEPENDIENTES</i> .....	37
4.2.1 <i>VARIABLES INDEPENDIENTES</i> .....	38
<b>4.3 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS</b> .....	38
4.3.1 <i>PYTHON</i> .....	38
4.3.2 <i>SOLIDWORKS</i> .....	39
4.3.3 <i>Impresión 3D</i> .....	39
4.3.4 <i>PROTEUS DESIGN SUITE</i> .....	39
4.3.5 <i>ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO</i> .....	39
<b>4.4 MATERIALES</b> .....	40
4.4.1 <i>RASPBERRY PI 3B</i> .....	40
4.4.2 <i>PANTALLA LCD</i> .....	41
4.4.3 <i>LEDS EMISORES INFRARROJOS</i> .....	42
4.4.4 <i>PLACA DE COBRE</i> .....	42
4.4.5 <i>TARJETA SD</i> .....	43
4.4.6 <i>CÁMARA DE 5MP</i> .....	44
4.4.7 <i>FUENTE DE ENERGÍA 5V</i> .....	44
4.4.8 <i>FILAMENTO PARA IMPRESIÓN 3D</i> .....	45
<b>4.5 POBLACIÓN Y MUESTRA</b> .....	46
<b>4.6 METODOLOGÍA DE ESTUDIO</b> .....	46
<b>4.6.1 ESPECIFICACIÓN DE FUNCIONES</b> .....	47
<b>4.6.2 ESPECIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS</b> .....	48
4.6.1.1 <i>SISTEMA FOTÓNICO Y ÓPTICO</i> .....	48
4.6.1.2 <i>SISTEMA DE CONTROL</i> .....	49
4.6.1.3 <i>SISTEMA ELECTROMECAÁNICO</i> .....	49
4.6.3 <i>DEFINICIÓN DE LOS SUBSISTEMAS</i> .....	49
4.6.4 <i>DEFINICIÓN DE LOS COMPONENTES</i> .....	51
4.6.5 <i>VALIDACIÓN DE LOS COMPONENTES</i> .....	52
4.6.6 <i>VALIDACIÓN DE LOS SUBSISTEMAS</i> .....	52

4.6.7 VALIDACIÓN DE LOS SISTEMAS.....	52
4.6.8 VALIDACIÓN DE FUNCIONES .....	52
<b>4.7 METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN.....</b>	<b>52</b>
4.7.1 SIMULACIONES.....	53
4.7.1 MODELO JERÁRQUICO PARA MODELADO MATEMÁTICO .....	55
<b>4.8 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.....</b>	<b>56</b>
<b>4.9 MATRIZ METODOLÓGICA.....</b>	<b>57</b>
<b>4.10 OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES.....</b>	<b>58</b>
<b>V. RESULTADOS .....</b>	<b>59</b>
<b>5.1 SISTEMA ÓPTICO Y FOTÓNICO.....</b>	<b>59</b>
5.1.1 SUBSISTEMA FOTÓNICO .....	59
5.1.2 SUBSISTEMA ÓPTICO.....	63
<b>5.2 SISTEMA DE CONTROL .....</b>	<b>64</b>
5.2.1 SUBSISTEMA DE RASPBERRY PI.....	64
5.2.2 SUBSISTEMA DE PROCESAMIENTO.....	64
<b>5.3 SISTEMA ELECTROMECAÁNICO.....</b>	<b>66</b>
5.3.1 SUBSISTEMA DE VISUALIZACIÓN.....	66
5.3.2 SUBSISTEMA DE PROTECCIÓN.....	67
5.3.3 SUBSISTEMA DE ALIMENTACIÓN.....	75
<b>5.4 ANÁLISIS MATEMÁTICO.....</b>	<b>75</b>
<b>5.5 RESULTADOS ESPECÍFICOS .....</b>	<b>81</b>
<b>5.6 RESULTADOS DE COSTOS .....</b>	<b>94</b>
<b>VI. CONCLUSIONES .....</b>	<b>96</b>
<b>VII. RECOMENDACIONES .....</b>	<b>98</b>
<b>VIII. APLICABILIDAD .....</b>	<b>99</b>
<b>IV. TRABAJO FUTURO.....</b>	<b>100</b>
<b>X. CONCORDANCIA DE LOS SEGMENTOS DE LA TESIS CON LA INVESTIGACIÓN.....</b>	<b>101</b>

<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>107</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>115</b>

## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 - Funcionamiento estándar de un dispositivo transiluminador.....	13
Ilustración 2 - Funcionamiento estándar de dispositivo localizador de venas bajo el principio de luz reflectiva.....	13
Ilustración 3 - Caracterización de la fragmentación y segmentación del mapa del Sistema de Salud de Honduras.....	16
Ilustración 4 - Impacto de las tres revoluciones del siglo XX en la fotónica biomédica.....	21
Ilustración 5 - Coeficiente de absorción de las ondas en la ventana diagnóstica/terapéutica.....	23
Ilustración 6 - Penetración de los diferentes tipos de ondas en la piel humana.....	24
Ilustración 7 - Componentes del dispositivo planteado por Kim y colaboradores.....	26
Ilustración 8 - Vista del sistema multisensorial propuesto por Fernández y Armada.....	27
Ilustración 9 - Visualización de la imagen de las venas procesada sobre la imagen original.....	27
Ilustración 10 - Ilustración de los componentes utilizados y su relación.....	28
Ilustración 11 - Imágenes de la proyección de la imagen de las venas procesada sobre las manos de los pacientes.....	28
Ilustración 12 - Diagrama esquemático del diseño del dispositivo localizador de venas.....	29
Ilustración 13 - Instrumentos utilizados por otros autores.....	31
Ilustración 14 - Diagrama de las Variables de investigación.....	37
Ilustración 15 - Raspberry Pi 3B.....	40
Ilustración 16 – Pantalla LCD de 5 pulgadas.....	41
Ilustración 17 – LED emisor infrarrojo.....	42
Ilustración 18 – Placa de Cobre.....	43
Ilustración 19 – Memoria SD.....	43
Ilustración 20 – Cámara de 5MP.....	44
Ilustración 21- Fuente de energía de 5V.....	45
Ilustración 22 - Filamento PLA.....	45
Ilustración 23 - Metodología en V.....	46
Ilustración 24 - Diagrama Horned Beast para evaluación de necesidades y funciones.....	47
Ilustración 25 - Sistemas y Subsistemas.....	48
Ilustración 26- Metodología de validación.....	53
Ilustración 27 - Vista en 3D del circuito realizado en Proteus Design Suite.....	59
Ilustración 28 - Representación esquemática de la matriz NIR.....	60
Ilustración 29 - Esquema de pistas.....	60
Ilustración 30 - Placa impresa mediante CNC.....	61
Ilustración 31 - Matriz NIR finalizada, parte delantera.....	61
Ilustración 32 - Matriz NIR finalizada, parte trasera.....	61
Ilustración 33 - Gráficas de resultados Monte Carlo.....	62
Ilustración 34 - Cámara ubicada en el centro de la matriz NIR.....	63
Ilustración 35 – Sistema Fotónico y Óptico completo, cámara y matriz NIR conectada al Raspberry Pi 3B.....	63
Ilustración 36 - Conexiones módulo de control Raspberry Pi 3B.....	64
Ilustración 37 - Procesamiento de imágenes.....	65



Ilustración 38 - Conexión de la pantalla mediante HDMI .....	66
Ilustración 39 - Conexión de la pantalla mediante pins.....	66
Ilustración 40 - Análisis estático de carcasa inferior, parte interna.....	69
Ilustración 41 - Análisis estático de carcasa inferior, parte externa.....	69
Ilustración 42 - Análisis estático de carcasa inferior, costado.....	69
Ilustración 43 - Simulación de caída de carcasa inferior, parte interna .....	70
Ilustración 44 - Simulación de caída de carcasa inferior, parte externa.....	70
Ilustración 45 - Carcasa inferior impresa, parte externa.....	71
Ilustración 46 - Carcasa inferior impresa, parte interna .....	71
Ilustración 47 - Análisis estático de carcasa superior, parte interna.....	72
Ilustración 48 - Análisis estático de carcasa superior, costado.....	72
Ilustración 49 - Análisis estático de carcasa superior, parte externa.....	73
Ilustración 50 - Simulación de caída de carcasa inferior, parte externa.....	73
Ilustración 51 - Simulación de caída de carcasa inferior, parte interna .....	74
Ilustración 52 - Carcasa superior impresa, parte externa .....	74
Ilustración 53 - Carcasa superior impresa, parte interna .....	74
Ilustración 54 - Dominios del sistema.....	76
Ilustración 55 - Interrelación de variables por dominio de Sistema fotónico y óptico.....	76
Ilustración 56 - Interrelación de variables por dominio de Sistema de control .....	77
Ilustración 57 - Interrelación de variables por dominio de Sistema Electromecánico .....	77
Ilustración 58 - Modelo analítico de prototipo de localizador de venas basado en metodología jerárquica propuesta por Hehenberger (2014).....	78
Ilustración 60 - Parte frontal del prototipo ensamblado.....	81
Ilustración 61 - Parte trasera prototipo ensamblado .....	82
Ilustración 62 - Algoritmo de procesamiento de imágenes.....	82
Ilustración 63 - Descarga de librerías.....	83
Ilustración 64- Convertir imagen a escala de grises.....	83
Ilustración 65 - Aplicación de CLAHE para mejorar contraste .....	83
Ilustración 66 - Ecuilización de histograma .....	84
Ilustración 67 - Filtro Gaussiano para suavizar imagen.....	84
Ilustración 68 - Filtro Wiener para eliminar ruido.....	84
Ilustración 69 - Filtro Median para disminuir ruido y bordes .....	84
Ilustración 70- Clustering para resaltar detalles de la imagen .....	85
Ilustración 71 - Aplicación de ROI para recortar la imagen.....	85
Ilustración 72 - Filtro Gaussiano para suavizar la imagen recortada.....	86
Ilustración 73 - Aplicación de dilation para dilatar la imagen .....	86
Ilustración 74- Imagen original captada por la cámara.....	86
Ilustración 75 - Imagen en escala de grises.....	87
Ilustración 76 - Imagen con filtro CLAHE.....	87
Ilustración 77- Ecuilización de histograma .....	88
Ilustración 78 - Filtro Gaussiano.....	88
Ilustración 79 - Filtro Wiener .....	89
Ilustración 80 - Filtro Median .....	89
Ilustración 81 - Aplicación de clusters .....	90

Ilustración 82 - Aplicación de ROI .....	90
Ilustración 83- Filtro Gaussiano .....	91
Ilustración 84 - Filtro Dilation.....	91
Ilustración 85 - Toma de imagen original de paciente de 11 años .....	92
Ilustración 86 - Imagen procesada de paciente de 11 años.....	92
Ilustración 87 - Toma de imagen original de paciente de 15 años .....	93
Ilustración 88 - Imagen procesada de paciente de 15 años.....	93

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 - Comparación de dispositivos localizadores de venas líderes en el mercado .....	14
Tabla 2 - Resumen de las tecnologías desarrolladas por otros investigadores evaluadas .....	30
Tabla 3 - Documentación Legislación Internacional .....	33
Tabla 4 - Documentación Legislación Nacional.....	34
Tabla 5. Metodología de la Investigación.....	36
Tabla 6. Especificaciones Técnicas Raspberry Pi 3B.....	40
Tabla 7. Especificaciones Técnicas Pantalla LCD .....	41
Tabla 8. Especificaciones Técnicas LED Emisor Infrarrojo.....	42
Tabla 9. Especificaciones Técnicas Cámara Raspberry .....	44
Tabla 10 - Cronograma de actividades .....	56
Tabla 11- Matriz Metodológica .....	57
Tabla 12 - Operacionalización de las variables.....	58
Tabla 13 - Códigos de Procesamiento de Imágenes aplicados.....	65
Tabla 14 - Propiedades del PLA utilizadas en SolidWorks .....	67
Tabla 15 - Fuentes de alimentación .....	75
Tabla 16 - Detalle de Costos.....	94
Tabla 17 – Concordancia de Capítulo I y II .....	101
Tabla 18- Concordancia de Capítulo III.....	102
Tabla 19 Concordancia del Capítulo IV y V .....	104
Tabla 20 - Concordancia del Capítulo VI, VII, VIII, IV .....	105

## ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1- Kubelka .....	22
Ecuación 2 – Kubelka .....	22
Ecuación 3 - Tensión de Von Mises .....	68
Ecuación 4 - Fuerza en N .....	68
Ecuación 5 - Intensidad Luminosa emitida por la matriz NIR.....	79
Ecuación 6 - Intensidad de la luz NIR reflejada y detectada por la cámara .....	79
Ecuación 7 - Función de transferencia de sistema de control de lazo abierto.....	80
Ecuación 8 - Filtrado de Mediana.....	80
Ecuación 9 - Ecuación de Histograma.....	80
Ecuación 10 - Comparación de la tensión de Von Mises con el límite elástico del PLA.....	81

## ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1 - Análisis Monte Carlo 1/6.....	115
Anexo 2 - Análisis Monte Carlo 2/6.....	116
Anexo 3 - Análisis Monte Carlo 3/6.....	117
Anexo 4 - Análisis Monte Carlo 4/6.....	118
Anexo 5 - Análisis Monte Carlo 5/6.....	119
Anexo 6 - Análisis Monte Carlo 6/6.....	119
Anexo 7 - Matriz Bibliográfica .....	120

## I. INTRODUCCIÓN

A diario se realizan millones de procedimientos de venopunción para análisis de muestras de sangre, de igual forma se colocan catéteres dentro de venas para realizar procedimientos intravenosos. Estos procedimientos son de alta importancia tanto para el diagnóstico como para el tratamiento de afecciones. La correcta venopunción depende en su mayoría de la habilidad y destreza del personal asistencial. Sin embargo, estos procesos se pueden dificultar por una variedad de razones, complicando la labor del personal más experimentado y afectando a los pacientes tanto física como psicológicamente.

El proceso de localización de venas viables suele ser complicado en pacientes con acceso venoso difícil (venas con trastornos o alteradas por tratamientos médicos). La venopunción se convierte en un proceso tedioso y doloroso para todas las partes involucradas. De igual forma, este proceso suele dejar secuelas físicas como hematomas y traumas psicológicos. Se revela que “una vía periférica fue considerada difícil cuando se requerían 3 o más punciones para lograr la canalización” (de Sousa Custódio et al., 2022). Este proceso se puede simplificar haciendo uso de un dispositivo localizador de venas, sin embargo, las tecnologías disponibles en el mercado (ej. Venoscope II, Veinlite LED II, Accuvein AV400 y Vein finder VS500) poseen un alto costo (aprox \$300 a \$4000) que el sistema sanitario nacional no puede costear.

El objetivo primordial del presente trabajo es el diseño y creación de un dispositivo localizador de venas de bajo costo que supla la necesidad de un apoyo tecnológico para la correcta venopunción. Se busca simplificar el proceso de localización de venas viables para venopunción y procedimientos intravenosos, facilitando y optimizando el trabajo del personal de enfermería. De la misma manera, se pretende mitigar las complicaciones que un proceso de venopunción conlleva en el paciente, ayudando al correcto tratamiento y recuperación de la salud.

Cabe resaltar que existen las limitaciones que al momento de finalizar el prototipo su funcionamiento no pueda validarse. Ya que, para realizar una validación de su funcionamiento, se requieren pruebas a pacientes basadas en el intento de venopunciones realizadas, y comparar si el uso de dicha tecnología ha ayudado a disminuir estos intentos. Por lo que, se limita el propósito del proyecto a la visualización de las venas, evaluando la calidad de la localización de estas. Con

el objetivo de la visualización de las venas, mediante el uso de una fuente de luz NIR que logre emitir una longitud de onda que sea absorbida por la hemoglobina desoxigenada, se limita la obtención de imagen en ciertos sujetos, ya que, se hará uso de una longitud de onda de 960nm, la cual no podrá ser manipulada. La visualización de las venas puede verse afectada por factores como grasa corporal y tez de la piel.

En el presente documento se plasmará el diseño de un dispositivo localizador de venas de bajo costo que se rige bajo el principio de la técnica NIR. Se expondrá el concepto de «Ventana infrarroja cercana» y su relación con la visualización del sistema venoso. Se plasmará toda la información relevante al diseño y creación del prototipo, incluyendo su modelo matemático. De igual forma, se evidenciará las pruebas de funcionamiento y desempeño de este. Por último, se expondrán las conclusiones del trabajo realizado y las recomendaciones a futuros proyectos.

## **II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

En el presente capítulo se plasman todos los detalles relevantes al planteamiento del problema de la investigación. Se presentan los precedentes de la temática con el objetivo de definir adecuadamente el problema y se prosigue con la justificación del mismo. Luego se plantean las preguntas de investigación que posteriormente son transcritas como los objetivos de dicha investigación.

### **2.1 PRECEDENTES DEL PROBLEMA**

Los procedimientos de venopunción e intravenosos son necesarios para distintos propósitos clínicos. Estos, pueden abarcar desde análisis sanguíneos hasta monitoreo de afecciones. Lamentablemente, estos pueden dar como resultado lesiones, especialmente en pacientes que presentan acceso venoso difícil durante el procedimiento de inserción de la aguja por parte del personal clínico, existe una dificultad de localización de las venas, incrementando el traumatismo venoso.

En referencia a la venopunción, se presenta el argumento que:

“Los pacientes, especialmente los pediátricos, sufren mucho dolor debido a los múltiples intentos de inserción de catéter. Una consecuencia muy grave del intento fallido para la venopunción es la entrega de medicación a los tejidos que rodean el catéter intravenoso. Esto puede resultar en infiltración y extravasaciones que pueden conducir a una intervención quirúrgica” (A. Shahzad et al., 2014, p.1).

En la actualidad, para facilitar el proceso ya se aplica tecnología localizadora de venas. Los distintos fabricantes hacen uso de variadas metodologías de funcionamiento, siendo los métodos más frecuentados la luz led, luz infrarroja (IR), e infrarroja cercana (NIR). Además, algunos prototipos desarrollados por otros investigadores (Tabla 2) incorporan tecnologías adicionales para mejorar el funcionamiento y eficacia del dispositivo base; como aplicación de pantallas, cámaras, entre otros componentes.



La aplicación de componentes adicionales puede verse en la aplicación de Long Thanh & Hien, donde se incorpora un sistema de cámara, proyector DLP para visualizar la imagen, y aplicación de procesamiento de imágenes. Aunque se obtuvo una imagen del sistema venoso, el prototipo por su estructura y cables descubiertos, no se considera portátil, además, en el caso de niños y adolescentes que poseen venas delgadas y profundas, no se logra obtener una imagen, o esta se visualiza de forma borrosa. Finalmente, en la imagen proyectada no se logra determinar si se ilumina la región anatómica correcta, y pueden existir errores ocasionados por el ángulo y distancia (Long Thanh & Hien, 2020).

También, se han realizado prototipos basados en luz reflejada y transiluminación. Estas tecnologías muestran ser útiles, pero parámetros como la profundidad de las venas y su diámetro deben considerarse en su implementación (Pan et al., 2019).

En los últimos años ha aumentado la popularidad del uso del espectro NIR para la detección de venas. Shahzad et al., (2014) usando algoritmos de procesamiento de imágenes e imágenes del espectro infrarrojo cercano propusieron un novedoso enfoque para la visualización de venas. Haciendo uso de herramientas como simulaciones, bases de datos y una lámpara de proyector halógeno con un rango de iluminación de 350 nm a 2500 nm. Las simulaciones utilizadas fueron de propagación de luz en tejido con un código MCML (Monte Carlo) de libre acceso para determinar la profundidad de las venas. Se usó la cámara multiespectral Specim®, una base de datos del antebrazo imágenes multiespectrales de 80 sujetos con diferentes tonos de piel.

Cabe resaltar que el método mencionado anteriormente posee una amplia base de programación que resulta difícil de replicar. Al paso de los años y con el desarrollo de nuevas tecnologías, el uso NIR se ha ido facilitando y volviendo más accesible; esto en conjunto la evolución de los componentes electrónicos ha permitido hacer realidad diversas invenciones. Por estas razones, nuevas propuestas de dispositivos localizadores de venas con espectro NIR han sido desarrolladas.

Se puede destacar que Tran & Hien (2020) fabricaron un dispositivo localizador de venas basado en metodología de luz infrarroja cercana. Haciendo uso de componentes como una fuente de luz NIR (850 nm), una Raspberry Pi 3 Modelo B con microcontrolador, una cámara no NIR,

proyector DLPDLCR2010EVM, computadora y MATLAB para el procesamiento de imágenes. El funcionamiento se basaba en que la luz infrarroja emitida era absorbida por la piel. Luego, la cámara conectada a la Raspberry captaba la imagen. Del controlador, la imagen se transfiere a la computadora, donde es filtrada y procesada en MATLAB. Finalmente, se proyecta la imagen a la piel mediante el proyector DLP.

El uso de la metodología de reflectancia es común en los prototipos localizadores, tal como lo plantean Francisco et al. (2021) para el desarrollo de un dispositivo a bajo costo. Su funcionamiento se basaba en luz infrarroja cercana de 960 nm emitida por los diodos emisores, que exhiben una alta absorción, logrando la visibilidad de la vena subcutánea. Una batería de 1,5 V CC alimentó las fuentes de luz LED. Se utilizó una cámara con sensor basado en CMOS con 1920 × 1080 UXGA (1080P). El filtro IR se configuró para bloquear otras longitudes de onda fuera del rango NIR. Finalmente, se usó la computadora para procesar la imagen captada con el sistema de visualización Vds Vein 4.0 para procesar la imagen de la vena capturada que se logró visualizar en una pantalla.

Otro dispositivo que se debe resaltar es el de Quan et al. (2021), quienes desarrollaron un sistema portátil de búsqueda de venas. Utilizando la técnica infrarroja no invasiva lograron mostrar la imagen venosa en tiempo real en un monitor. El funcionamiento consistió en una fuente de luz infrarrojo cercano (NIR) formada por un arreglo de 5 Leds de 850nm y 5 Leds de 940 nm, bajo la exposición de la luz NIR, el sistema venoso y los tejidos circuncidantes se distinguen gracias a una diferencia de brillo y contraste. Una cámara 3MP captura la imagen iluminada y la transporta a Raspberry Pi 4 para aplicarle procesamiento de imágenes. A la imagen obtenida se le aplicaron procesos de filtrado y ecualización, permitiendo observar las imágenes venosas con mucho mejor contraste.

Al analizar trabajos previos, puede observarse como autores desarrollan soluciones a la problemática que implican los procedimientos de venopunción y procedimientos intravenosos. Se presentan riesgos y motivos que han llevado a los autores a buscar una solución de la problemática mencionada. De igual manera, haciendo uso del conocimiento tecnológico, se han logrado realizar avances añadiendo componentes que aportan grandemente a la realización del proceso. Las adiciones al prototipo base no solo incrementan su eficacia, sino que también

disminuyen su costo. De este modo, permitiendo que el dispositivo sea accesible para todo sistema de salud que lo necesite.

## **2.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA**

En la actualidad el proceso de venopunción suele ser tedioso para el personal de salud y desagradable para los pacientes, debido a las diversas limitaciones en localización de venas viables mediante el método tradicional de palpación. Hasta el momento se ha demostrado que el uso únicamente de este método tradicional para localizar las venas es deficiente. Esta barrera se puede eliminar apoyando el proceso tradicional de palpación con dispositivos conocidos como localizadores de venas. Sin embargo, estos solamente se encuentran disponibles a un alto precio, que ronda los cientos de dólares (mayor a \$300) hasta los miles de dólares (aprox \$4,000) en las tecnologías más recientes, que el sistema sanitario nacional no puede costear.

## **2.3 JUSTIFICACIÓN**

La localización de venas en pacientes para realizar venopunción y distintos procedimientos intravenosos es posible mediante la palpación, sin embargo, en algunos pacientes este método no es factible. Estos procesos pueden presentar complicaciones para pacientes que sufren trastornos en su sistema venoso por la aplicación de tratamientos, como pueden ser los pacientes oncológicos o con insuficiencia renal. Los fenómenos mencionados dificultan que el personal de salud localice adecuadamente las venas sin el apoyo de un recurso tecnológico, ocasionando así, una experiencia desagradable para el paciente durante el procedimiento.

Estos procedimientos son realizados frecuentemente en el ámbito hospitalario. Los riesgos y efectos secundarios que causan estos son una problemática presente, pero olvidada. En casos ambulatorios los efectos secundarios no muestran ser graves en su mayoría. Sin embargo, deben tomarse en cuenta aquellos pacientes cuyos tratamientos son extensos lo que los vuelven más propensos a sufrir complicaciones. La relación existente entre los riesgos y los trastornos de los pacientes no impide que puedan ser evitados. Pese a las complicaciones existentes, la facilitación de la localización de venas es necesaria, tanto para el personal de salud como para el paciente.

Actualmente, ya existe tecnología localizadora de venas, sin embargo, posee un costo sumamente elevado, lo que dificulta la implementación de ésta en centros de sanitarios de Honduras, especialmente en el sector público. Como consecuencia, otros establecimientos que también presentan necesidad como laboratorios y bancos de sangre proporcionados por la Cruz Roja tampoco tienen acceso a ella. Mediante el estudio de la fotónica biomédica, el procesamiento de imágenes, y aplicaciones de electrónica para el desarrollo de biodispositivos, se logra encontrar las aplicaciones de metodologías de funcionamiento adecuadas. Esto posibilita el desarrollo de un dispositivo localizador de venas funcional a bajo costo, y disponible para todos los pacientes sin importar en el sector que se aplique. Con este desarrollo, se posibilita el acceso de dicha tecnología, que en su mayoría podría ser cubierta por el sector privado, pero por su bajo costo se vuelve accesible para el sector público.

En un estudio previo desarrollado por (Guillon et al., 2015), se muestra que, de 450 pacientes inscritos, se consideró que el acceso venoso era difícil en 165 (36,7 %), debido a factores como el mal estado de las venas, la edad y sobrepeso. De los pacientes con dificultad de acceso venoso, se encontró dificultad para localizar venas en el 82,4% y se requirió más de un intento de venopunción en el 24,8%. Las venas fueron difíciles de localizar en significativamente menos pacientes con dicha dificultad cuando se usó un visualizador de venas NIR (76,0%) que cuando no se usó (92,3%). El dolor durante la venopunción en pacientes también disminuyó significativamente con el uso del visualizador de venas NIR (34,0 % frente a 55,4 %).

La mayoría de tecnología disponible se basa en modelos localizadores de venas portátiles. Para la disminución de costos en relación con los componentes electrónicos a utilizar, la selección del prototipo propuesto es un modelo estático. La diferencia entre ambos modelos se basa en el tamaño de componentes, los modelos portátiles constan de SMD (Surface Mounting Device) en PCB (Printed Circuit Board), que posibilitan el funcionamiento de tecnología compleja portátil. En cambio, en los modelos estáticos pueden aplicarse componentes convencionales, que poseen un costo más accesible.

El desarrollo de este dispositivo beneficiará grandemente al sector salud, principalmente a los pacientes. Mediante la aplicación de este, se agilizarán los procedimientos intravenosos y de venopunción. El desarrollo de este biodispositivo pretende impulsar el desarrollo y aplicación de

la fotónica biomédica como herramienta de apoyo para realizar procedimientos médicos. Permitiendo así, expandir tecnología funcional a bajo costo en el país para optimizar procesos y disminuir los riesgos que pueden generar en el paciente.

## **2.4 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN**

### 2.4.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN GENERAL

- ¿Cómo desarrollar un prototipo de dispositivo localizador de venas que facilite la visualización de las mismas empleando componentes de bajo costo?

### 2.5.1 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN ESPECÍFICAS

- a) ¿Cuál de los principios de funcionamiento utilizados por los localizadores de venas actuales es más eficiente y seguro?
- b) ¿Cuál es la relación existente entre el rango del espectro infrarrojo con la visualización y localización de las venas?
- c) ¿Cómo se puede mejorar la calidad y la precisión de las imágenes obtenidas mediante el uso de procesamiento de imágenes médicas?
- d) ¿Qué componentes y herramientas son necesarias para crear un dispositivo localizador de venas de bajo costo?
- e) ¿Cómo reconocer que los componentes seleccionados para la construcción del dispositivo son apropiados y resistentes?

## **2.5 OBJETIVOS**

### 2.5.1 OBJETIVO GENERAL

- Desarrollar un prototipo de dispositivo localizador de venas funcional que facilite la realización de procedimientos intravenosos y de venopunción.

### 2.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Analizar el principio de funcionamiento de los dispositivos localizadores de venas disponibles en el mercado actual.
- b) Estudiar el espectro infrarrojo cercano y su relación en la visualización del sistema venoso.
- c) Emplear procesamiento de imágenes médicas para mejorar la calidad de imágenes obtenidas.
- d) Definir los componentes y herramientas necesarias para crear un dispositivo localizador de venas funcional y duradero.
- e) Validar mediante simulaciones los componentes a utilizar para el desarrollo de la carcasa.

### **III. ESTADO DEL ARTE**

En el presente capítulo se presenta una recapitulación bibliográfica de todos los conceptos, teorías y temas relevantes a la investigación publicados en los últimos años. Se inicia realizando un análisis de la situación actual, se prosigue con la conceptualización y teorías de sustento, luego se plasman las metodologías desarrolladas por otros investigadores y los instrumentos utilizados para finalizar con el marco legal.

#### **3.1 ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN ACTUAL**

Se presentan y analizan temas relevantes que permiten la comprensión de la situación actual que rodea los dispositivos localizadores de venas, desde el problema que vienen a mitigar, su funcionamiento y sus resultados.

##### **3.1.1 MACROENTORNO**

En el macroentorno se plasmarán todas aquellas temáticas relacionadas al problema de investigación a nivel global.

##### *3.1.1.1 Problemática de la localización de venas*

“Alrededor del 60% de los pacientes atendidos en el hospital, y hasta el 90% de los atendidos en urgencias hospitalarias, necesitan un catéter intravenoso periférico (PIVC) para la administración de líquidos y fármacos o para la obtención de muestras de sangre” (Alexandrou et al., 2018).

A lo largo de los años el método de palpación ha sido la herramienta principal para la localización de venas tanto para la toma de muestras de sangre como para canalización. La factibilidad del proceso depende tanto del paciente como del personal de enfermería que realiza el mismo. La experiencia y destreza del personal de enfermería juega un papel sumamente relevante. Sin embargo, la localización de venas viables se ve afectada por diversos factores. Este proceso suele ser perjudicado por factores que experimenta el cuerpo del paciente. Entre estos se pueden mencionar la deshidratación, el índice de masa corporal, el calibre de las venas, la oscuridad de la piel, malos hábitos, nervios, entre otros.

Kleidon et al. (2019) menciona que el 50% de las veces la canalización de la vía venosas al primer intento es fallido, por lo que es necesario repetir la punción. Es de vital importancia tener presente que el número de venas de fácil acceso es limitado, por lo que se aconseja preservarlas en condiciones óptimas y disponibles. "Las punciones repetidas pueden degradar las paredes vasculares, complicando los procesos de venopunción posteriores y reducir la calidad de la atención médica" (Krein et al., 2019). Cabe destacar, que además de las consecuencias mencionadas anteriormente, la venopunción al ser un procedimiento invasivo aumenta el riesgo de sufrir infecciones, traumas físicos y psicológicos, entre otros.

### *3.1.1.2 Complicaciones de un método de venopunción ineficiente*

La venopunción y canalización puede dejar secuelas negativas en el paciente si el procedimiento no se realiza adecuadamente. Además de ser un procedimiento desagradable y doloroso, puede causar consecuencias que ponen en riesgo la salud de los pacientes. Estas consecuencias pueden ser tanto físicas como psicológicas, ambas afectando la integridad del paciente.

Las secuelas físicas que presentan la mayoría de los pacientes al someterse a un proceso de venopunción múltiples veces son los hematomas. Esta es una mancha en la piel que varía entre los colores azul, morado y verde y es producto de la fuga de sangre que se acumula en los tejidos. Estos suelen venir acompañados de otros síntomas como dolor e hinchazón. También aumenta el riesgo infección, esta puede ser localizada o sistémica y proviene en mayoría a la falta de medidas de higiene al realizar el procedimiento. Este tipo de infecciones puede causar flebitis, que es la inflamación de las paredes venosas y puede contaminar los líquidos infundidos, afectando el tratamiento.

Otros inconvenientes de mayor gravedad incluyen las punciones en los nervios o las arterias. El paciente puede sufrir daño en el nervio, esto sucede cuando la aguja entra en contacto con el nervio y el paciente experimenta una sensación eléctrica en el nervio afectado. Esta es una complicación poco frecuente pero grave, ya que el paciente puede llegar a necesitar terapia física para recuperar la fortaleza de su nervio. Asimismo, puede ocurrir la punción de una arteria, sin embargo, en esta se debe ser sumamente cuidadoso, no remover la aguja y aplicar presión para



evitar desangrado. Las punciones en tejidos diferentes a las venas suponen un alto riesgo por lo que se deben evitar a toda costa.

De igual forma, los pacientes pueden llegar a sufrir consecuencias psicológicas como traumas y fobias. Esto suele verse con más frecuencia en pacientes pediátricos y pacientes psiquiátricos, quienes no tienen noción exacta del procedimiento al que se someten. Esto repercute negativamente en la salud del paciente, ya que aumenta los niveles de estrés, interfiere con la administración del tratamiento y la recuperación de su salud.

### *3.1.1.3 Tecnologías disponibles*

En la actualidad se encuentran diferentes opciones de dispositivos que facilitan la localización de venas. Existe una gran variedad con respecto al tamaño, eficacia, costos, entre otros. En general, estos se dividen en dos categorías según su principio de funcionamiento; la primera es «transiluminación» que consiste en el “uso de una luz de alta intensidad para ayudar a diferenciar la estructura en un tejido”(Donn, 2022). En la segunda categoría se ubican los dispositivos que utilizan el principio de «luz reflectiva», donde “la luz de la fuente se refleja en el sitio enfocado y la imagen es capturada por una cámara sensible a la luz en una longitud de onda determinada” (Francisco et al., 2021).

La «transiluminación» o «iluminación transcutánea», es aplicada con mayor frecuencia a neonatos y pacientes pediátricos debido a que requiere que la densidad del tejido a puncionar es de baja densidad. Esto se debe a que el dispositivo se coloca sobre el tejido y la luz necesita atravesar los tejidos para hacer más visible el sistema venoso (Ilustración 1). Estos dispositivos suelen ser portátiles y de un costo moderado en comparación con las demás tecnologías disponibles. Sin embargo, poseen limitaciones y requerimientos. Entre estas se encuentran la ineficiencia en pacientes con alto índice de grasa corporal, dificultad en pacientes de piel oscura y requieren que la sala donde se realiza el procedimiento tenga poca iluminación.



**Ilustración 1 - Funcionamiento estándar de un dispositivo transiluminador.**

Fuente: (Ótica, s/f)

Usualmente la tecnología de «luz reflectiva» trabaja en conjunto con la iluminación con infrarrojos (IR) o infrarrojos cercanos (NIR). Esta consiste en hacer uso de un haz de luz IR/NIR que traspasa los tejidos según su densidad y es absorbida en las venas debido a la alta concentración de oxígeno, la cámara del dispositivo detecta la diferencia en la absorción y la reproducción se proyecta en la piel del sujeto en tiempo real (Ilustración 2). Los dispositivos localizadores que se rigen bajo este principio de funcionamiento presumen ser mucho más eficientes, ya que permiten visualizar las venas en tiempo real, reduciendo los posibles errores. No obstante, poseen un elevado costo por lo que su asequibilidad es limitada para la mayoría de los sistemas sanitarios a nivel mundial.



**Ilustración 2 - Funcionamiento estándar de dispositivo localizador de venas bajo el principio de luz reflectiva.**





Fuente: (Veinsight, s/f)

Se pueden encontrar una amplia variedad de dispositivos que trabajan bajo alguno de estos principios. Ambas tecnologías cumplen la función de facilitar la visualización de sistema venoso. Evidentemente según su principio de funcionamiento poseen sus ventajas y limitaciones, por lo que la selección de la tecnología adecuada depende de las necesidades y capacidad económica del centro asistencial.

#### 3.1.1.4 Accesibilidad a la tecnología

La tecnología de dispositivos localizadores de venas posee mayor popularidad en países desarrollados. Los dispositivos transiluminadores se encuentran dentro del margen de precio inferior, aun así, poseen precios de cientos de dólares. Por otro lado, los dispositivos de luz reflectiva y NIR poseen precios sumamente elevados en los miles de dólares. Debido a su eficacia, existen dispositivos que lideran el mercado internacional (Tabla 1). Es evidente que la eficacia y capacidades tecnológicas aumentan con respecto al precio de cada dispositivo, sin embargo, sus altos precios privan a la mayoría de la población de recibir atención de calidad.

**Tabla 1 - Comparación de dispositivos localizadores de venas líderes en el mercado**

Dispositivo	Modelo	Fabricante	Tecnología	Costo
	Venoscope II	Venoscope	Transiluminación	\$ 285.00
	Veinlite LED+	Translite	Transiluminación	\$549.00
	AccuVein AV400	AccuVein LLC	Luz reflectiva y NIR	\$3,899.00
	Vein finder VS500	Veinsight	Luz Reflectiva y NIR	\$3,949.00

Fuente: Elaboración propia.

### 3.1.2 MICROENTORNO

Se presenta un análisis de las temáticas relevantes al sistema sanitario y tecnología médica disponible a nivel nacional.

#### *3.1.2.1 Sistema de salud hondureño*

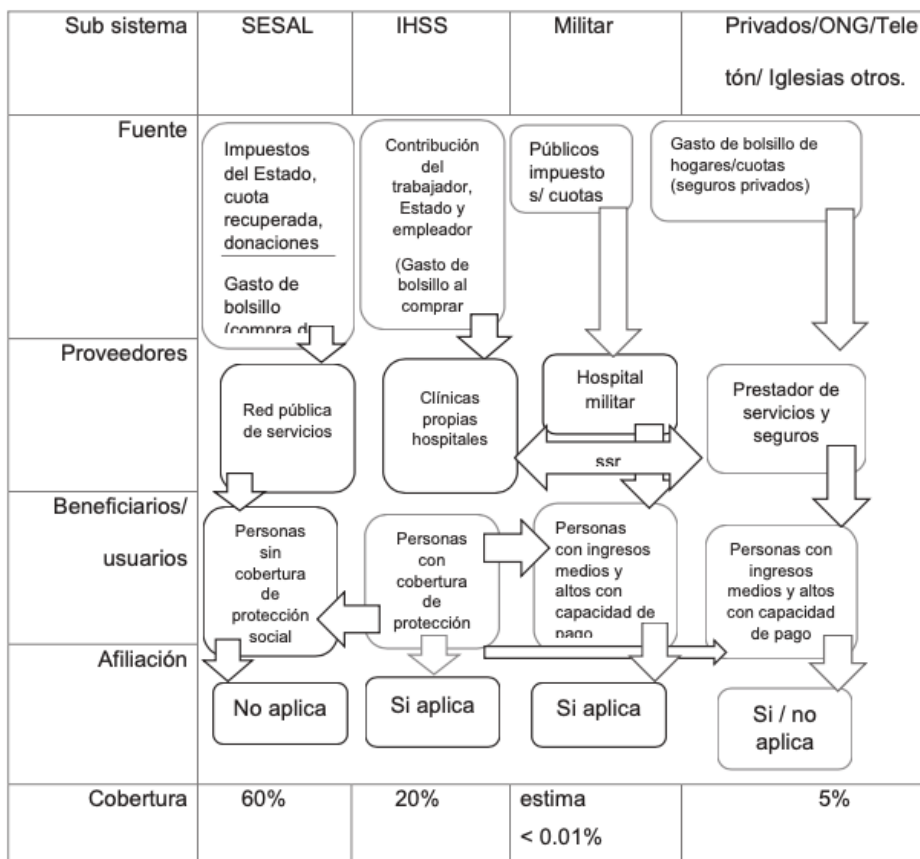
Es de gran importancia entrar en contexto sobre el sistema de salud hondureño. Honduras se caracteriza por tener una alta incidencia en enfermedades tropicales en las que se puede englobar: Dengue, Zika, Chikunguya, Diarrea, Tuberculosis, Malaria, Leishmaniasis, Cáncer, VIH-SIDA y enfermedades cardiopulmonares. Todas estas pueden llevar a los hondureños a requerir atención médica en algún punto. Cabe recordar, que un elemento esencial tanto para el diagnóstico como para el tratamiento de las afecciones mencionadas es la venopunción, se requieren exámenes de laboratorio para diagnóstico y tratamientos intravenosos.

“En la actualidad el Sistema de Salud de Honduras sostiene como plataforma varios subsistemas dentro de los cuales se encuentran: el Sector público, la Seguridad Social (IHSS), el Militar, y el Privado”(Rodríguez & Arévalo, 2018). Estos brindan atención a diferentes segmentos de la población, poseen diferentes fuentes de ingresos y niveles de cobertura (Ilustración 3). Conviene enfatizar, que la atención en salud brindada por cada uno de estos subsistemas no es igual, posee diferencias como consecuencia de los recursos, tanto humanos como financieros y tecnológicos, con los que cuenta cada ente.

#### *3.1.2.2 Financiamiento*

El financiamiento es un factor relevante que repercute directamente en la calidad de la atención que se le brinda al paciente. Los servicios que ofrece la SESAL se sostienen debido al financiamiento que el Gobierno brinda gracias a las recaudaciones de los impuestos que pagan los ciudadanos. Estos recursos financieros son en primera instancia administrados por la Secretaría de finanzas y luego es asignada a los militares y al sector salud público. Por otra parte, “el IHSS recauda sus recursos económicos de manera tripartita: del empleado, la empresa privada y aportes del Gobierno que realiza deducciones salariales a los empleados de las diferentes instituciones del país” (Rodríguez & Arévalo, 2018). En cuanto al sistema privado, este obtiene su

financiamiento de la venta de sus servicios, que son pagados directamente del bolsillo del paciente.



**Ilustración 3 - Caracterización de la fragmentación y segmentación del mapa del Sistema de Salud de Honduras.**

Fuente: (Rodríguez & Arévalo, 2018)

### 3.1.2.3 Limitaciones en el sector salud

El Sector salud público de Honduras sufre de diversas carencias debido al limitado financiamiento, una de estas es la limitación en los insumos y las tecnologías sanitarias. Se sufre falta de insumos desde los más básicos hasta algunos de mayor valor. En su mayoría las tecnologías encontradas en los centros de salud suelen ser obsoletas, usualmente cumplen su propósito, sin embargo, no contribuyen a brindar una atención de calidad. Entre la tecnología antigua que aún se maneja en los centros sanitarios se incluye la tecnología diagnóstica como equipos de imagenología y equipos de terapéuticos como ventiladores mecánicos.

Debido a las limitaciones económicas en el sector salud este no brinda una atención digna y de calidad a toda la población que lo requiere. Suele suceder que en ocasiones los pacientes deben adquirir por su propia cuenta insumos básicos como agujas y catéteres, demostrando así la escasez de recursos. Esto evidencia que al sistema se le dificulta la inversión en mejoras de alto valor, como es la tecnología médica. Por esta razón, la inversión de miles de dólares en tecnología localizadora de venas, para mejorar la atención sanitaria durante los procesos de venopunción en la mayoría de los pacientes, se ve inalcanzable.

### **3.2 CONCEPTUALIZACIÓN**

Es necesario localizar las venas de los pacientes para llevar a cabo procedimientos intravenosos y venopunción. Los métodos más utilizados para localizar las venas de los pacientes son la palpación y el uso de torniquete. Estos métodos, aunque sean funcionales para algunos pacientes, pueden no funcionar en aquellos que presenten venas delgadas o trastornos en sus venas a causa de alguna afección. Sin embargo, por la dificultad de localización de venas, se puede optar por otros conductos y elementos de apoyo para la venopunción, que requieren de un procedimiento distinto, por lo que, a continuación, se describen conceptos fundamentales para el tema.

#### **3.2.1 ANATOMÍA**

- **Vena:** Las venas son conductos que tienen paredes más delgadas y diámetros más grandes que las arterias con menos músculo y tejido elástico. Estas poseen la función de actuar como vasos conductos, transportando sangre de regreso al corazón desde los órganos y tejidos del cuerpo. También, estas se dedican a actuar como vasos de capacitancia, acomodando grandes volúmenes de sangre. "En reposo, las estructuras venosas contienen aproximadamente dos tercios del volumen total de sangre y, por lo tanto, actúan como reservorio de sangre" (Tansey et al., 2019).

Sadeghi et al. (2017) describen los distintos tipos de venas superficiales según su ubicación. Estas venas son las utilizadas comúnmente para extracciones sanguíneas, ya que poseen un fácil acceso, y en la mayoría de los casos, son sencillas de localizar.

- **Vena Basílica:** La vena basílica es un conducto superficial que se vuelve profundo alrededor de la mitad del brazo.
- **Vena Cefálica:** La vena cefálica se profundiza alrededor de la parte superior del antebrazo, en el surco deltopectoral.
- **Vena Cubital Mediana:** La vena cubital mediana se fusiona con diferentes formas de la vena basílica y vena cefálica en la región del codo.

### 3.2.2 ELEMENTOS

- **Catéter Venoso Periférico:** “El catéter venoso periférico es el dispositivo intravenoso (IV) común y esencial, que se usa con frecuencia en las prácticas médicas” (Osti et al., 2019).
- **Catéter:** Un catéter intravenoso, también llamado goteo intravenoso, vía o cánulas intravenosas, es un tubo corto y hueco que se coloca en la vena para permitir la administración de medicamentos, líquidos o nutrientes directamente en el torrente sanguíneo. Estos catéteres a menudo se reemplazan cada tres o cuatro días para tratar de prevenir la irritación de la vena o la infección de la sangre. Sin embargo, reemplazar el catéter puede causar molestias a los pacientes y es bastante costoso (Webster et al., 2019).
- **Torniquete:** Los torniquetes han existido durante muchos años, brindando a los cirujanos un campo quirúrgico sin sangre y salvando vidas en la atención prehospitalaria de traumatismos importantes en las extremidades. También, como herramienta para aplicar presión en el brazo del paciente al momento de realizar una extracción sanguínea, de esta forma, permitiendo tener una mejor visibilidad de las venas, facilitando su localización (McMillan et al., 2023).

### 3.2.3 PROCEDIMIENTOS

- **Canulación Intravenosa Periférica:** La canulación intravenosa periférica (CIP) es un procedimiento invasivo que se realiza en pacientes hospitalizados, donde se perfora la piel del paciente con una aguja para permitir la inserción de un tubo de plástico temporal en una vena. Este procedimiento es realizado para distintos propósitos, como infusión intravenosa y aplicación de medicamentos. La duración de la canulación depende de la condición del paciente, tomando en cuenta los riesgos existentes de un potencial de crecimiento microbiano. (Osti et al., 2019)
- **Extracción de sangre:** “Uno de los procedimientos de enfermería más comunes es la extracción de sangre. De hecho, esta es una técnica practicada en todos los departamentos que permite la investigación de los valores sanguíneos del paciente” (Bazzano et al., 2021).
- **Flebotomía:** La flebotomía (muestra de sangre venosa) es probablemente el procedimiento invasivo más común realizado en entornos de atención médica. Es una base fundamental para la vigilancia, diagnóstico y tratamiento de los pacientes y forma parte de la fase preanalítica (antes de que la muestra sea analizada en un laboratorio) (Freitas & Alves, 2021).
- **Venopunción:** “La venopunción implica la introducción de una aguja en una vena para recolectar una muestra de sangre representativa para las pruebas de laboratorio” (Makhumula-Nkhoma et al., 2019).

### 3.2.4 TECNOLOGÍA

- **Raspberry PI:** Se define como una computadora de placa única, también, como un ordenador de placa simple (SBC), basado en un microprocesador embebido. Esta tiene una interfaz que está compuesta por “un conjunto de pines (GPIO), de los cuales se puede acceder a las señales de voltaje, permitiendo que interactúe con otros sistemas eléctricos y electrónicos para la adquisición de datos y control de estos” (Caballero-Julián et al., 2020).



## 3.2 TEORÍAS DE SUSTENTO

Se encuentran disponibles diversas teorías que sustentan el desarrollo y evolución de la tecnología localizadora de venas. A continuación, se presentan las teorías más relevantes que apoyan el objetivo de la presente investigación.

### 3.3.1 BASES TEÓRICAS

Las bases teóricas hacen referencia a todos aquellos conceptos teóricos que aportan al desarrollo de la investigación.

#### 3.3.1.1 FOTÓNICA BIOMÉDICA

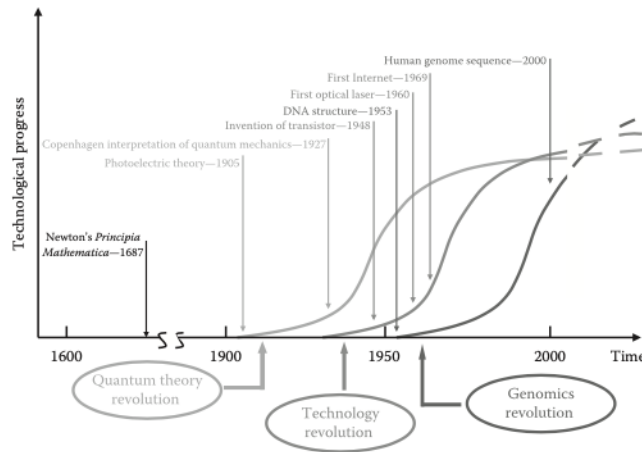
Desde hace muchos años el estudio de la luz ha sido relevante en diferentes ciencias y disciplinas. En tiempos antiguos se le atribuía un poder mitológico de sanación a la luz. La terapia de luz fue utilizada por los egipcios, Griegos, Romanos e Hindús por sus supuestos poderes curativos en el cuerpo y el alma. En la actualidad podemos encontrar dos campos de estudio de la luz en el contexto biomédico, la «Óptica biomédica» y la «Fotónica biomédica». Estos suelen confundirse, sin embargo, la óptica biomédica estudia solamente la luz visible, mientras que la fotónica biomédica estudia fotones, abarcando el espectro de luz completo.

La fotónica biomédica se puede definir como “la ciencia y la tecnología que utiliza toda la gama de radiación electromagnética más allá de la luz visible para aplicaciones médicas” (Vo-Dinh, 2014). Esta ciencia se centra en la luz y otras formas de energía radiante cuya unidad es el fotón. Incluye los diferentes aspectos de la luz, como la absorción, emisión, transmisión, amplificación y detección a través de diferentes métodos y tecnologías. A pesar de ser un poco desconocida, la fotónica biomédica posee un amplio rango de aplicaciones biomédicas que incluyen la prevención de enfermedades, el diagnóstico y la terapia.

El concepto de fotónica biomédica como lo conocemos actualmente ha sido producto de diversas ciencias como la física, biología y química. Además, se ha visto influenciado por el desarrollo de la ciencia y tecnología. Vo-dinh (2014) menciona tres momentos importantes que

aportaron de gran manera a la fotónica biomédica como la conocemos actualmente (Ilustración 4), estos son:

- La revolución de la teoría cuántica (1900s-1950s)
- La revolución tecnológica (1940s- 1950s)
- La revolución genómica (1950s-2000)



**Ilustración 4 - Impacto de las tres revoluciones del siglo XX en la fotónica biomédica.**

Fuente: (Vo-Dinh, 2014)

### 3.3.1.2 TRANSPORTE DE LA LUZ EN LOS TEJIDOS

“Los tejidos humanos en su mayoría se consideran turbios, es decir que poseen estructuras heterogéneas y variaciones espaciales correspondientes en sus propiedades ópticas” (Vo-Dinh, 2014). Debido a la distribución espacial y las distintas densidades, los tejidos son dispersores de luz. Cuando no existe absorción de la luz por parte de los tejidos, una parte significativa de la luz proyectada hasta los mismos sufre una dispersión múltiple, generando un campo de luz difuso. Para el estudio del transporte óptico en tejidos, se han creado modelos que se componen de dos componentes que incluyen (1) las partículas dispersas y absorbentes distribuidas en (2) un medio de fondo homogéneo.

Entre estos estudios se puede resaltar la «Teoría del Transporte de Radiación (RTT)», considerada la física esencial de la óptica tisular. La luz es una onda electromagnética y, por lo tanto, sufre interferencias constructivas y destructivas. Sin embargo, en la RRT se “ignora

explícitamente los fenómenos de onda, como la polarización y la interferencia,, a favor del seguimiento del transporte de energía luminosa a través de un medio" (Vo-Dinh, 2014).

Otro método para el estudio del transporte de la luz en los tejidos es el «Método Monte Carlo». El método Monte Carlo es un amplio conjunto de técnicas computacionales que emplean el muestreo aleatorio. Vo-Dinh (2014) menciona que las simulaciones MC representan procesos probabilísticos cuya dinámica se rige por pasos aleatorios y puede proporcionar un método de solución para problemas prácticos en óptica tisular.

Por último, también se debe mencionar la teoría «Kubelka–Munk», "es una de las principales teorías del flujo de luz a través de medios isotrópicos homogéneos" (Alcaraz de la Osa et al., 2020). Kubelka desarrolló un conjunto de ecuaciones útiles que proporcionaron las bases para muchos estudios cuantitativos de los procesos de absorción, dispersión y luminiscencia en medios de dispersión difusos.

$$-\frac{di}{dx} = -(S + K)i + Sj,$$

**Ecuación 1- Kubelka**

Fuente: Kubelka

$$\frac{dj}{dx} = -(S + K)j + Si,$$

**Ecuación 2 – Kubelka**

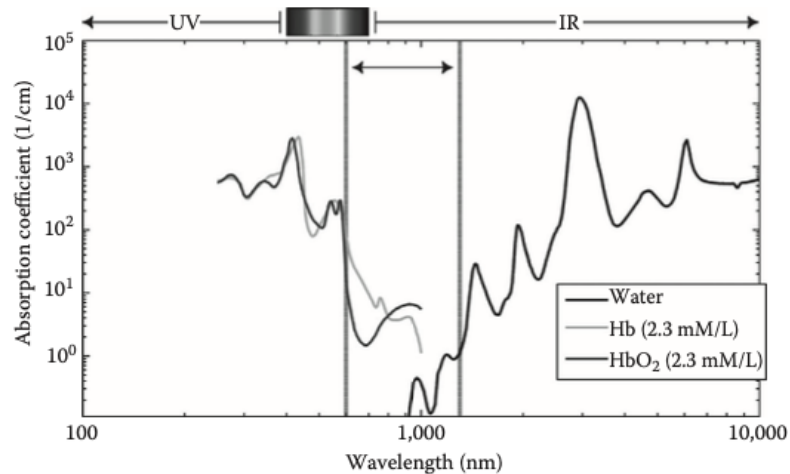
Fuente: Kubelka

- $i$  es la intensidad de la luz que se propaga dentro de la muestra en la dirección hacia adelante (transmitida)
- $j$  es la intensidad de la luz que se propaga en la dirección retrodispersada
- $S$  es el coeficiente de dispersión por unidad de espesor
- $K$  es el coeficiente de absorción por unidad de espesor
- $x$  es la distancia desde el lado no iluminado

Fuente: (Vo-Dinh, 2014)

### 3.3.1.3 Ventana diagnóstica y terapéutica

Existe una ventana diagnóstica/terapéutica de luz, es una "región del espectro donde la absorción de los tejidos es lo suficientemente débil para permitir una penetración significativa de la luz. Se encuentra en el rango de 600 nm a 1300 nm, extendiéndose desde la región naranja/roja del espectro visible hasta el NIR" (Vo-Dinh, 2014) . Esta posee la particularidad que, al extremo de las ondas cortas, la ventana es limitada por la absorción de hemoglobina, mientras que al final de la ventana IR la penetración de la luz es limitada por las propiedades del agua (Ilustración 5).



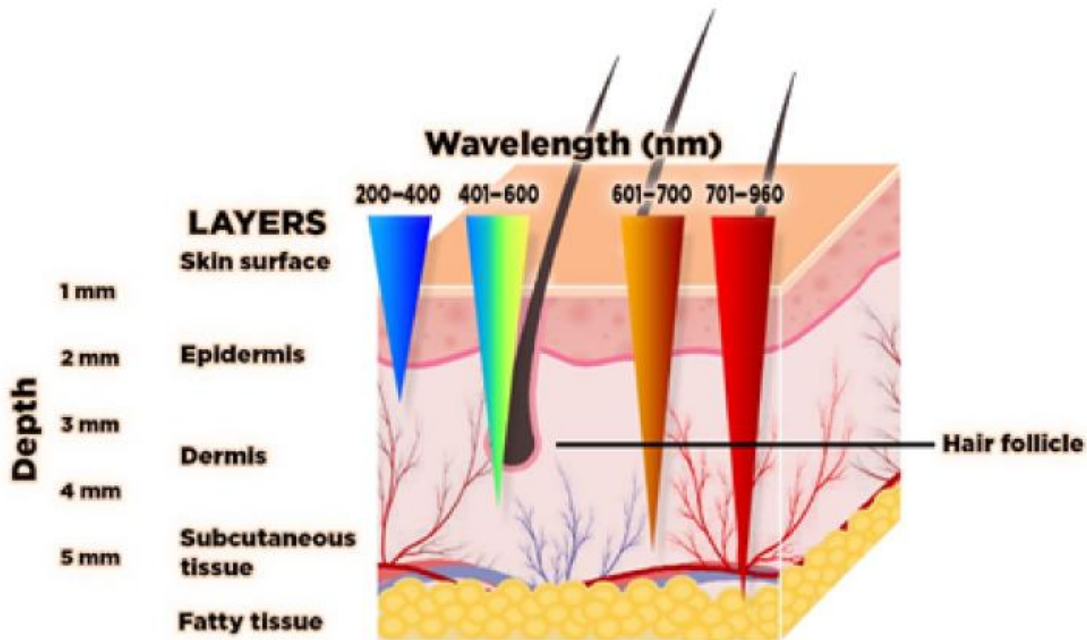
**Ilustración 5 - Coeficiente de absorción de las ondas en la ventana diagnóstica/terapéutica.**

Fuente: (Vo-Dinh, 2014)

### 3.3.1.4 ESPECTRO NIR

Las fuentes de luz dentro del espectro NIR (700-2500 nm) han alcanzado popularidad en el ámbito médico debido a la utilidad de las «Imágenes de Infrarrojo cercano». La metodología de Imágenes NIR se caracteriza por ser un método no invasivo que se puede aplicar para la obtención de imágenes del sistema venoso superficial. En conjunto con otras tecnologías se es capaz de crear un *mapa venoso*, que facilita la ubicación de venas viables. Por esta razón se considera una herramienta de suma utilidad en el campo de la flebotomía y en los demás servicios médicos que requieren de venopunción y canalización.

“Las venas contienen sangre rica en hemoglobina desoxigenada que absorbe casi por completo la luz en longitudes de onda del infrarrojo cercano (740 nm-960 nm) a una distancia de hasta varios centímetros” (Juric & Zalik, 2014). El espectro NIR es capaz de penetrar hasta 5 mm de la piel del paciente, llegando así hasta la ubicación de las venas donde es absorbida debido a la presencia de oxígeno en la sangre (Ilustración 6). Mientras que la situación es inversa para el suministro de sangre arterial rica en oxígeno, es decir no la absorbe.



**Ilustración 6 - Penetración de los diferentes tipos de ondas en la piel humana.**

Fuente: (Francisco et al., 2021)

### 3.3.1.5 PROCESAMIENTO DE IMÁGENES

El procesamiento de imágenes es una herramienta que consiste en mejorar el aspecto de las imágenes y resaltar detalles de interés. Por esta razón, es de mucha utilidad en el ámbito médico, ya que posibilita el análisis de estructuras con mayor detalle. Esta herramienta ayuda en la localización de venas debido a que, mediante la aplicación de filtros a las imágenes obtenidas, se facilita la diferenciación del *árbol venoso* del resto de los tejidos. De manera más sencilla, la aplicación de filtros y otras herramientas hacen las venas aparecer más oscuras y resaltadas, por lo que su estructura es más fácil de visualizar.

En sí, la aplicación del procesamiento no se basa solamente en la mejora de la imagen, sino también, en la manipulación de esta para alterar sus características, en su mayoría, con fines visuales, mediante la manipulación de los valores numéricos de la imagen.

Long Thanh & Hien (2020) en «Designing and Building the Vein Finder System utilizing Near-Infrared Technique» detalla el uso del «Filtrado de mediana» y «Ecuación de histograma adaptable». El filtrado de mediana es un método no lineal utilizado para eliminar ruido de una imagen sin eliminar líneas y bordes, trabaja reemplazando cada píxel de la imagen con la mediana de todos los píxeles del vecindario. La técnica de ecualización de histograma solo es aplicable a imágenes en escala de grises. El histograma es la gráfica del número de píxeles para cada valor de intensidad y las imágenes se redistribuyen según su distribución de probabilidad, mejorando la nitidez.

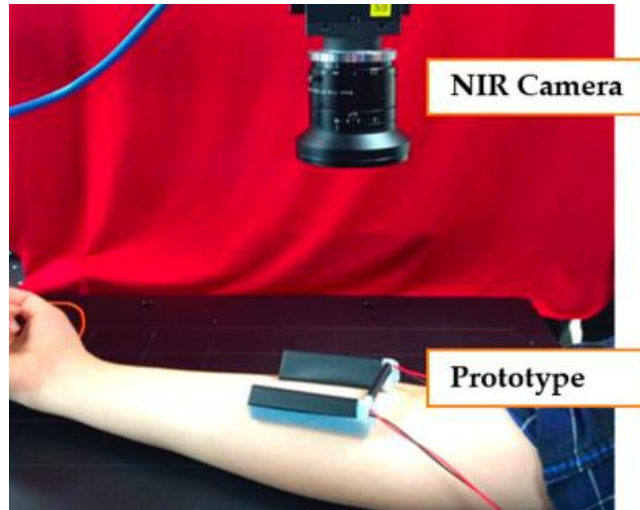
Otros desarrolladores han aplicado algoritmos o técnicas de procesamiento de imágenes de código abierto, que son accesibles para todos sin costos adicionales. Francisco et al. (2021) hizo uso de «Vds Vein display system 4.0» el cual es un software de código abierto para procesamiento de imágenes. El funcionamiento de este software es particularmente útil para la detección de bordes de imágenes, permite capturar la imagen en el píxel y el grado de cambio de color para distinguir límites. Además, este hizo uso de un filtro convolucional que es sumamente útil para aumentar la nitidez y detectar realces en las imágenes. Cabe resaltar que el uso de softwares y algoritmos optimiza en gran manera el procesamiento de imágenes.

### **3.3.2 METODOLOGÍAS DESARROLLADAS POR OTROS INVESTIGADORES**

En los últimos años, debido a la popularidad que ha tomado el uso del espectro NIR, se han desarrollado diversos prototipos de dispositivos localizadores de venas. Se han aplicado diferentes componentes y desarrollado diversas tecnologías funcionales para la localización de venas.

Kim et al., (2017) planteó un prototipo de dispositivo localizador de venas que trabaja en base a un módulo de luz NIR y procesamiento de imágenes. Este posee una novedosa característica, es capaz de hacer un análisis detallado al estar en contacto directo con la piel del paciente (Ilustración 7). El módulo de luz se coloca directamente sobre la piel, el haz NIR se

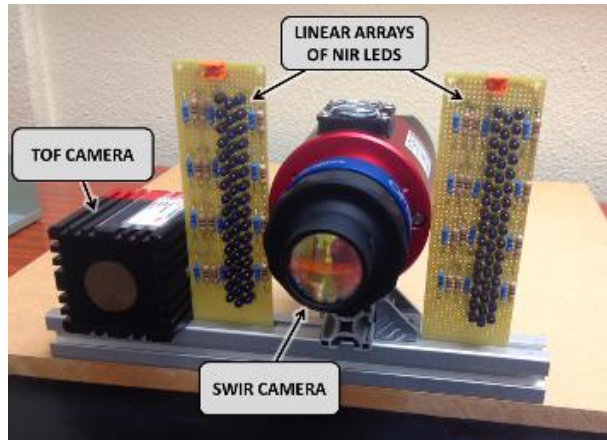
proyecta desde dos lados del módulo la luz hacia la vena con un ángulo específico, aumentando la penetración. Luego, mediante el uso de procesamiento de imágenes la estructura de las venas se mejora para mostrarla con mayor detalle y precisión. Cabe resaltar, que este diseño permite visualizar venas en partes corporales gruesas como los brazos.



**Ilustración 7 - Componentes del dispositivo planteado por Kim y colaboradores.**

Fuente: (Kim et al., 2017)

Fernández & Armada (2017) proponen un sistema multisensorial capaz de adquirir imágenes detalladas que en conjunto con un algoritmo de procesamiento permite la detección y localización automática de las venas subcutáneas periféricas. El sistema está compuesto por una combinación de cámaras; una cámara GoldEye P-032 SWIR y una cámara SwissRanger SR-400011 TOF 3D y una fuente de luz NIR de 96 LEDs de 940nm (Ilustración 8). El uso de dos cámaras se debe a la búsqueda de una imagen más detallada. La cámara SWIR cuenta con una alta respuesta espectral de 900 a 1700nm permitiendo la adquisición de los datos de las áreas de interés y la cámara TOF proporciona un mapa de profundidad y de amplitud, facilitando la localización.



**Ilustración 8 - Vista del sistema multisensorial propuesto por Fernández y Armada.**

Fuente: (Fernández & Armada, 2017)

Ayoub et al. (2018) plantea un scanner de venas superficiales haciendo uso de hardware y software. El sistema se compone de una cámara Nikon D819 en conjunto con un filtro IR, dos fuentes de luz distintas de 850 nm y 940 nm. Logra captar imágenes de las venas ubicadas en las manos del paciente y las transfiere a una computadora para procesarlas haciendo uso del software Matlab. Mediante el uso de las diferentes herramientas de Matlab y programación se consigue visualizar las venas con mayor detalle y se logra transponer la imagen de las venas sobre la imagen original del paciente (Ilustración 9). De igual forma, para el uso de este scanner se recomienda el uso de un dispositivo calentador cuyo propósito es la dilatación, facilitando la visualización de estas.

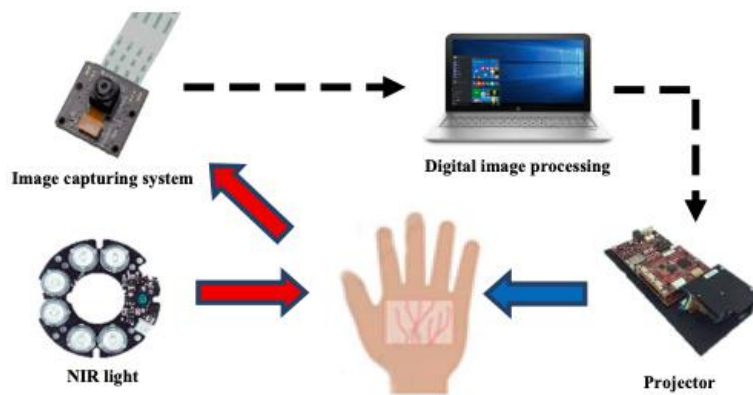


**Ilustración 9 - Visualización de la imagen de las venas procesada sobre la imagen original.**

Fuente: (Ayoub et al., 2018)



Long Thanh & Hien (2020) proponen un Sistema localizador de venas de bajo costo en base al principio de la técnica infrarroja cercana. El sistema se compone de una matriz de seis LEDs de 850 nm, una cámara NoIR, un Raspberry Pi 3 como controlador, un proyector DLP DLPDLCR2010EVM y uso de Matlab para procesar las imágenes (Ilustración 10). Este dispositivo en comparación con los que se mencionaron anteriormente posee la característica que proyecta la imagen procesada directamente sobre la piel del paciente, facilitando en gran manera el proceso de venopunción (Ilustración 11). De igual forma, propone un método de calibración que consiste en tres puntos de referencia



**Ilustración 10 - Ilustración de los componentes utilizados y su relación.**

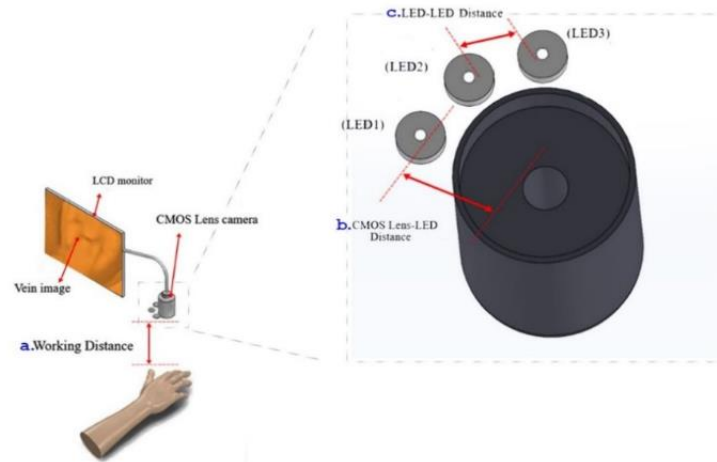


**Ilustración 11 - Imágenes de la proyección de la imagen de las venas procesada sobre las manos de los pacientes.**

Fuente: (Long Thanh & Hien, 2020)

Francisco et al., (2021) desarrolló un estudio que consistió en dos partes, siendo el desarrollo de un prototipo localizador de venas la primera parte, y la segunda, la prueba en 242 voluntarios en dos sitios diferentes, el brazo y la mano dorsal. El prototipo consiste un dispositivo que permite la visualización de venas con mayor detalle en una amplia pantalla, gracias al uso de tres NIR LEDs en el espectro de 960nm, un sensor de cámara CMOS y un software libre de

procesamiento de imágenes (Ilustración 12). Las pruebas de eficiencia se llevaron a cabo bajo estándares éticos que garantizan la protección de la información personal del paciente.



**Ilustración 12 - Diagrama esquemático del diseño del dispositivo localizador de venas.**

Fuente: (Francisco et al., 2021)

Los distintos prototipos analizados anteriormente comparten tres componentes importantes; el uso de una fuente de luz NIR, una cámara NIR y el uso de procesamiento de imágenes. Estos tres elementos parecen ser fundamentales y eficientes para la obtención de imágenes de calidad que permiten la localización de venas de manera más rápida y eficiente. Sin embargo, cada tecnología posee elementos o técnicas aplicadas por los autores que las vuelven particulares (Tabla 2).

(Kim et al., 2017) logra el análisis de venas en partes corporales más gruesas gracias a la aplicación de un módulo directamente sobre la piel. (Fernández & Armada, 2017) mejora el proceso de ubicación al aplicar dos cámaras, una obtiene datos de interés y la otra proporciona un mapa de profundidad y amplitud. Por otro lado, (Ayoub et al., 2018) utilizan una amplia base en programación y aplican una herramienta para dilatar las venas. Long Thanh & Hien (2020) logran la visualización de las venas sobre la piel en tiempo real al implementar un proyector. Por último, Francisco et al., (2021) propone un dispositivo estático donde se visualizan las imágenes en una pantalla. Esto comprueba que existen posibilidades infinitas para el diseño de localizadores de venas y que se debe apostar por la mejora continua.

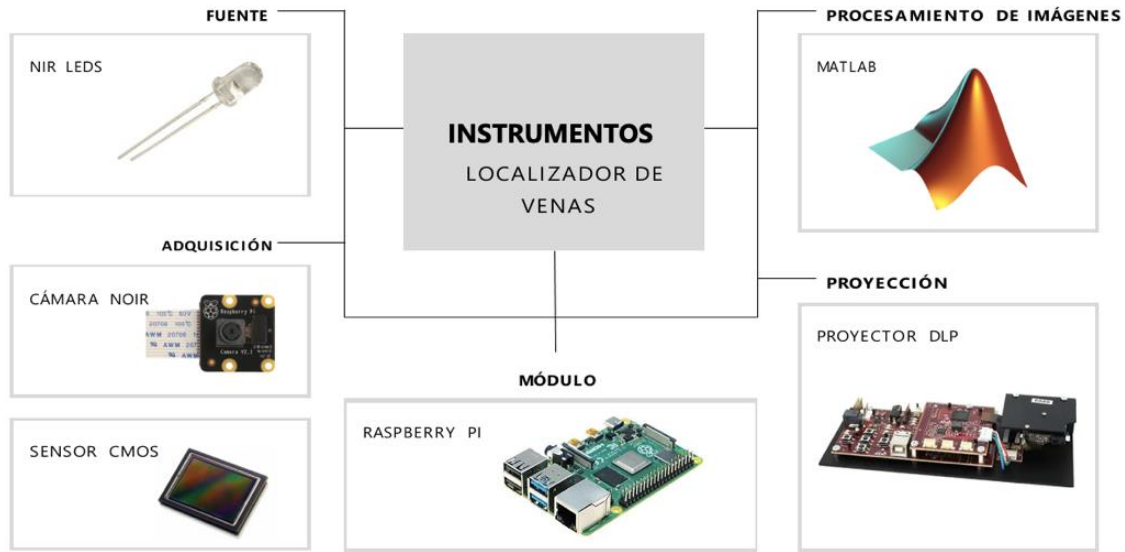
**Tabla 2 - Resumen de las tecnologías desarrolladas por otros investigadores evaluadas**

<b>Autor</b>	<b>Tecnología</b>	<b>Fuente de luz (nm)</b>	<b>Componentes</b>	<b>Procesamiento de imágenes</b>
Kim et al., (2017)	NIR	850	Grasshopper3 GS3-U3-41C6NIR-C NIR CCD camera lente GMTHR48014MCN, filtro pasa-banda BP850-S44.5, LEDs de 850nm	Ajuste de ROI, Ecuilización de histograma, Filtro de frangi, Umbral adaptativo, Closing.
Fernández & Armada (2017)	Sistema multisensorial, NIR	940	Cámara GoldEye P-032 SWIR, Cámara SwissRanger SR-400011 TOF 3D, 96 LEDs de 940nm	Máscaras ROI, Ecuilización de histograma, Ajuste de intensidad, Corrección de distorsión.
Ayoub et al. (2018)	NIR	850, 940	Cámara Nikon D810, Filtro infrarrojo Zomei 720, Fuente de luz de 850 nm, Fuente de luz de 940 nm, Computadora con Matlab	ROI, Mejora de contraste, Filtro Gaussiano, Filtro Wiener, Filtro de mediana, Segmentación utilizando el método de Otsu, Remoción de objetos pequeños, Dilación y Erosión.
Long Thanh & Hien, (2020)	NIR	850	6 LEDs de 850 nm, Cámara NoIR, Raspberry Pi3 modelo 3, Proyector DLPDLR2010EVM, Computadora con Matlab	Filtro de mediana, Ecuilización de histograma.
Francisco et al., (2021)	NIR	960	3 NIR LEDs, sensor de cámara CMOS, software de procesamiento libre	*Uso de Vds Vein display system 4.0

Fuente: Elaboración propia.

### 3.3.3 INSTRUMENTOS UTILIZADOS

Para el desarrollo y prototipaje de dispositivos localizadores de venas los autores mencionados anteriormente utilizan diferentes herramientas e instrumentos. Estos instrumentos se pueden agrupar en categorías (Ilustración13).



**Ilustración 13 - Instrumentos utilizados por otros autores.**

Fuente: Elaboración propia

### 3.3.3.1 CÁMARA NOIR

Es una cámara perteneciente a Raspberry Pi donde "el filtro de bloqueo infrarrojo, necesidad de las cámaras digitales modernas debido a la capacidad inherente de ver más allá del espectro visible, se ha eliminado" (Kirby et al., 2018). Esta cámara es un elemento fundamental ya que es la encargada de captar la información del espectro NIR que será procesada para obtener una imagen de las venas.

### 3.3.3.2 MATLAB

"Matlab es el acrónimo de Matrix Laboratory, es una herramienta software que permite realizar cálculos científicos y tecnológicos complejo a partir de una representación de matrices" (García et al., 2018). Este software completo de interfaz interactiva cuenta con una gran variedad de librerías y comandos versátiles que facilitan realizar simulaciones para el ámbito científico y tecnológico. Matlab resulta sumamente útil para el procesamiento de imágenes gracias a su toolbox de procesamiento que permite realizar funciones de segmentación y mejora de imágenes con botones, eliminando el arduo trabajo de programación.

### 3.3.3.3 NIR LEDS

NIR Leds son diodos emisores de luz que trabajan bajo el espectro infrarrojo cercano (700-1000 nm). Estos poseen aplicaciones variadas aplicaciones entre las que se pueden mencionar visión nocturna y cámaras infrarrojas. Debido a que trabajan en el espectro NIR estas han adquirido popularidad como componente esencial en el desarrollo de dispositivos localizadores de venas.

### 3.3.3.4 Proyector DLP

“La tecnología DLP se basa en un semiconductor óptico, llamado dispositivo de micro espejo digital (DMD), que utiliza espejos hechos de aluminio para reflejar la luz y hacer la imagen. Los espejos están dispuestos en una matriz, muy parecida a un mosaico fotográfico, con cada espejo representando un píxel” (Katal et al., 2013).

Esta tecnología fue desarrollada por Texas Instruments (TI) y a lo largo de los años han mantenido la patente siendo los únicos distribuidores de esta. En la actualidad la tecnología DLP de TI posee más del 50% del mercado de los proyectores a nivel mundial.

### 3.3.3.5 RASPBERRY PI

Raspberry Pi es “una versión más pequeña de una computadora moderna capaz de realizar tareas de manera efectiva” (Ghael, 2020). Este módulo de bajo costo es sumamente útil para una variedad de aplicaciones gracias a soporta varios lenguajes de programación como Python, C, C++, BASIC y otros. Este módulo posee un gran potencial y es una herramienta factible para el desarrollo de dispositivos.

### 3.3.3.6 SENSOR CMOS

Un sensor de imagen es un sensor que convierte fotones de luz incidentes en electrones. “Los sensores de imagen CMOS contienen un área de imagen, que incluye una matriz de píxeles, circuitos de lectura y circuitos de acceso horizontal y vertical, lo que le permite tener amplias funciones” (Sukhavasi et al., 2021). Entre las funciones se incluyen regulación de la luminosidad y contraste, entre otros. En la actualidad estos sensores son utilizados en diversos ámbitos como los sistemas de vigilancia, IOT, WSN y la industria automovilística.

### 3.4 MARCO LEGAL

Dentro de este apartado se presentan todas las leyes, reglamentos, normativas y cualquier documento legal que sea aplicable para el desarrollo de un dispositivo localizador de venas usando luz infrarroja cercana, que proveen los lineamientos para el desarrollo y aplicación del prototipo.

Según la FDA, los dispositivos localizadores de vena se encuentran clasificados como Clase II, con riesgo moderado (FDA, 2012). Por otro lado, según la MDR los localizadores de venas son clasificados como Clase II, según la Regla 10.1 “dispositivos médicos activos con fines de observación y diagnóstico” (Concha Villareal et al., 2018).

#### 3.4.1 LEGISLACIÓN INTERNACIONAL

Para la legislación internacional, se abordaron las leyes vigentes en México, Brasil y Estados Unidos (Tabla 3).

**Tabla 3 - Documentación Legislación Internacional**

Normativa Legal		Entidad Reguladora	Requisito
NORMA Mexicana SSA1-2021	Oficial NOM-241-	Comité Consultivo Nacional de Normalización de Regulación y Fomento Sanitario	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) El dispositivo debe contar con su clasificación por riesgo.</li> <li>b) El establecimiento debe contar con un Sistema de Gestión de Riesgos de Calidad que asegure de forma científica y sistemática las acciones para identificar, mitigar y controlar las fallas potenciales en los sistemas, operaciones y procesos que afecten la calidad de los productos.</li> <li>c) Campo de aplicación.</li> <li>d) Descripción detallada.</li> <li>e) Sistema de gestión de buenas prácticas de manufactura.</li> <li>f) Informe de revisión anual del producto.</li> </ul>
RDC 270/2019 y RDC No. 423/2020		Agencia Nacional de Vigilancia Sanitaria (ANVISA)	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Solicitud.</li> <li>▪ Clasificación por Riesgo.</li> <li>▪ Representante Local Autorizado.</li> <li>▪ Proceso de Notificación.</li> <li>▪ Proceso de Registro.</li> <li>▪ Documentación en lengua portuguesa.</li> <li>▪ Certificación por Laboratorio Acreditado.</li> </ul>
Certificado de Registro de la FDA		FDA	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Clasificación por Riesgo del dispositivo (riesgo para el paciente, uso previsto e indicaciones de uso).</li> </ul>

<b>Normativa Legal</b>	<b>Entidad Reguladora</b>	<b>Requisito</b>
		b) Identificación Premarket Submission: <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Premarket Notification 510 (k) para los dispositivos que son “sustancialmente equivalentes” a un dispositivo ya comercializado en territorio estadounidense</li> <li>▪ Premarket Approval Application (PMA), la cual, siendo la más rigurosa, solicita pruebas científicas válidas que demuestren una razonable garantía de seguridad y de eficacia. Se aplica a dispositivos de clase III.</li> <li>▪ De Novo Classification Request para nuevos dispositivos de riesgo bajo a moderado – Clase I o II – para los cuales no es posible identificar un dispositivo sustancialmente equivalente.</li> <li>▪ Humanitarian Use Device (HUD) Designation Program para los dispositivos de Clase III destinados a aportar beneficios a los pacientes en tratamiento de enfermedades o afecciones raras.</li> </ul> c) Preparar información según tipo de premarket submission. d) Registro de su empresa y dispositivo.

Fuente: Elaboración propia

### 3.4.2 LEGISLACIÓN NACIONAL

Para la legislación nacional, se abordaron las leyes vigentes en Honduras (Tabla 4).

**Tabla 4 - Documentación Legislación Nacional**

<b>Normativa Legal</b>	<b>Entidad Reguladora</b>	<b>Requisito</b>
Clasificación por Riesgo Sanitario	Agencia de Regulación Sanitaria (ARSA)	Documentación pertinente según la ARSA: <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Solicitud.</li> <li>▪ Fotocopia de la escritura de constitución de la sociedad o de comerciante individual.</li> <li>▪ Etiquetas/ empaque primario y secundario o su proyecto.</li> <li>▪ Declaración jurada.</li> <li>▪ Cuota de recuperación por servicios prestados.</li> </ul>
Registro Sanitario	Agencia de Regulación Sanitaria (ARSA)	Documentación pertinente según la ARSA: Informe Clasificación por Riesgo Sanitario. Casos Nuevos <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Solicitud.</li> </ul>

Normativa Legal	Entidad Reguladora	Requisito
		<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Etiquetas/ empaques primario y secundario o su proyecto.</li> <li>▪ Copia de Informe de Clasificación por Riesgo.</li> <li>▪ Documento que acredite al representante legal y al apoderado legal.</li> <li>▪ Recibo de pago por la Agencia de Regulación Sanitaria.</li> <li>▪ Certificado de libre venta para productos importados.</li> </ul>
		Renovaciones
		<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Solicitud de renovación.</li> <li>▪ Comprobante de pago.</li> <li>▪ Declaración jurada.</li> </ul>

Fuente: Elaboración propia



## IV. METODOLOGÍA

### 4.1 ENFOQUE

El presente proyecto cuenta con un enfoque mixto. Esto, debido a que en el ámbito cualitativo se enfocó en la medición de la percepción, basándose en el criterio de la visualización clara de las venas. De igual forma, en el ámbito cuantitativo se midió la longitud de onda e intensidad de la fuente de luz. El tipo de diseño seleccionado fue el experimental, ya que se realizaron acciones en las que se involucró la observación y registro de datos. Cabe resaltar que este tipo de investigación ha sido realizada extensamente en países como Estados Unidos y Australia, sin embargo, no se reportan datos en Honduras, por lo que cuenta con un alcance exploratorio. Finalmente, se definió la muestra como no probabilística, ya que las mismas no fueron seleccionadas al azar, sino, con orientación según los criterios de la investigación (Tabla 5).

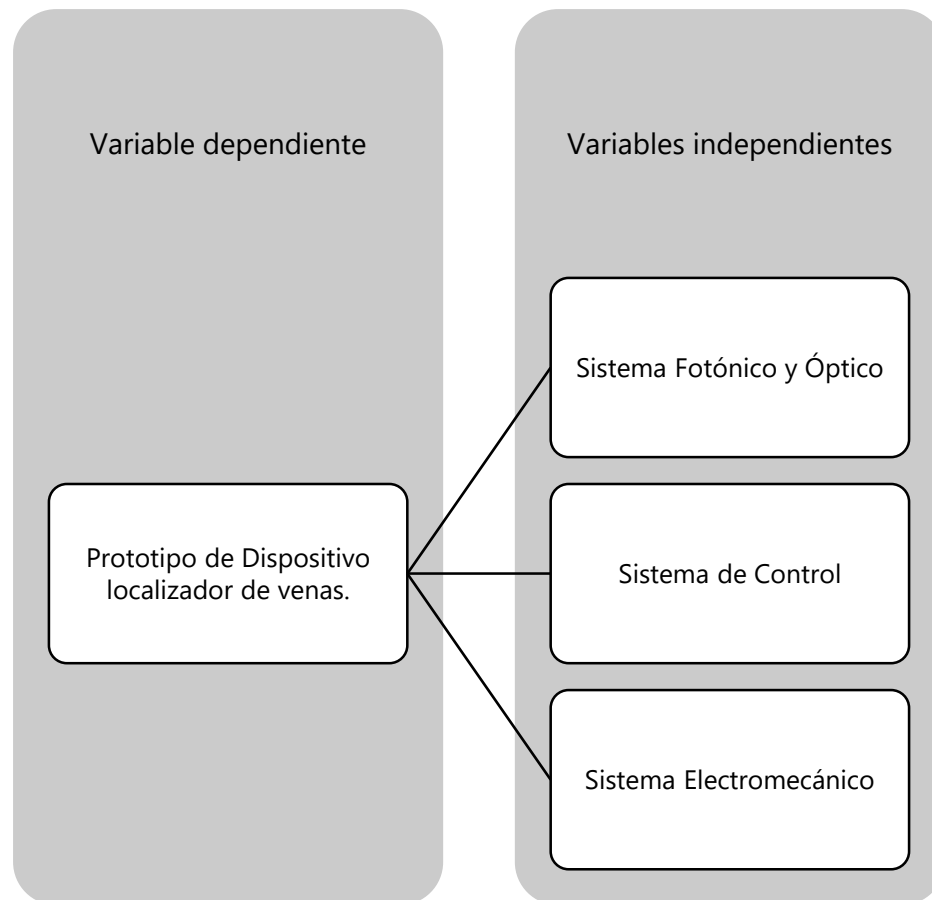
**Tabla 5. Metodología de la Investigación**

<b>Enfoque</b>	Mixto
<b>Tipo de Diseño</b>	Experimental
<b>Tipo de Alcance</b>	Exploratorio
<b>Tipo de Muestras</b>	No Probabilístico

Fuente: Elaboración propia.

### 4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Las variables de investigación poseen una alta importancia en el desarrollo de la investigación, estas se dividen en independientes y dependiente (Ilustración 14). Para la selección de las mismas se tomaron en consideración los objetivos específicos y la relevancia de los mismos. Las tres variables independientes planteadas representan elementos claves que repercuten directamente en la variable dependiente la cual describe el fin primordial del proyecto.



**Ilustración 14 - Diagrama de las Variables de investigación**

Fuente: Elaboración propia

#### 4.2.1 VARIABLES DEPENDIENTES

Según (Hernández Sampieri & Fernández Collado, 2014) la variable dependiente es el efecto provocado por la manipulación intencional de una o más variables independientes. En el presente se estableció el prototipo de dispositivo localizador de venas como variable dependiente, ya que este es resultado de la manipulación de las variables independientes.

#### 4.2.1 VARIABLES INDEPENDIENTES

Las variables independientes son características que se pueden modificar con el fin de obtener el resultado deseado. Las variables independientes seleccionadas fueron:

- a) Sistema Fotónico y Óptico. Basado en la longitud de la onda emitida por la matriz led, y la luz reflejada y captada por la cámara.
- b) Sistema de Control. El control principal realizado por Raspberry Pi y el procesamiento de imágenes. Este, con la aplicación de un algoritmo programado en Python. Los distintos filtros aplicados pueden alterar la visualización de la imagen.
- c) Sistema Electromecánico. Se analizó la eficiencia de los diferentes componentes electrónicos, y de la estructura del prototipo. Desde la fuente de luz, hasta la construcción de la carcasa.

### 4.3 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

En esta sección se mencionan y describen las técnicas y herramientas ingenieriles utilizadas para el desarrollo del prototipo de dispositivo localizador de venas. Entre estos se encuentran softwares de diseño y simulación, herramientas de programación, técnicas de prototipaje, entre otros.

#### 4.3.1 PYTHON

Bahit (2020) describe Python como “un lenguaje de programación que puede ser clasificado como lenguaje interpretado, de alto nivel, multiplataforma, de tipado dinámico y multiparadigma”. De forma más concisa, Python es un lenguaje de programación de propósito general, que puede ser utilizado para una amplia variedad de programas. Se hizo uso de la librería cv2, que es parte importante de OpenCV, para realizar procesamiento de imágenes con el objetivo de facilitar la visualización de las venas.

#### 4.3.2 SOLIDWORKS

“SolidWorks es un paquete integrado de herramientas de software de ingeniería asistidas por computadora ... que facilita un enfoque de ingeniería concurrente para el diseño y el análisis de estrés en productos de ingeniería mecánica” (Shih & Schilling, 2020). Este fue utilizado para desarrollo del diseño de la carcasa que protege el prototipo, tomando en consideración el tamaño de los componentes electrónicos. De igual forma fue utilizada para la selección del material adecuado para la fabricación de esta, considerando las pruebas de esfuerzo y deformaciones ejercidas sobre el diseño.

#### 4.3.3 Impresión 3D

“Fabricación aditiva es el nombre técnico que engloba la impresión 3D, se trata de la fabricación de objetos tridimensionales por aportación de material” (Adam, 2016). Tomando como base un archivo digital, mediante el uso de procesos aditivos se aplican diversas capas de materia hasta crear un objeto concreto. Esta técnica fue utilizada para *tangibilizar* el diseño de la carcasa del dispositivo creada en SolidWorks.

#### 4.3.4 PROTEUS DESIGN SUITE

“Proteus es un software utilizado para circuitos electrónicos, simulación de circuitos basados en microprocesadores y para diseñar placas de circuito impreso (PCB)” (Mohammed Sulthan, 2013). Proteus fue utilizado para el modelado y simulación de la matriz LED, la cual cumple la función de fuente de luz NIR.

#### 4.3.5 ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO

El ensamblaje consiste en la unión de los distintos componentes del prototipo fundamentales para el funcionamiento de este. Se incluyen los componentes electrónicos, fuentes de alimentación y la carcasa impresa en 3D.

## 4.4 MATERIALES

En esta sección, se muestran los componentes que posibilitaron el diseño del prototipo. La presentación de dichos materiales consta de los componentes electrónicos hasta la selección de materiales de construcción de la carcasa del diseño.

### 4.4.1 RASPBERRY PI 3B

La Raspberry Pi es un ordenador de placa única con red de área local inalámbrica y conectividad Bluetooth (Ilustración 15).



**Ilustración 15 - Raspberry Pi 3B**

Fuente: (Raspberry Pi 3B - Raspberry Pi, 2019)

Esta se desempeñó como el entorno de control del prototipo. Dicha placa accionó los LEDs, y fue la encargada de enviar la imagen captada al sistema para ser procesada y visualizar con mayor claridad las venas (Tabla 6).

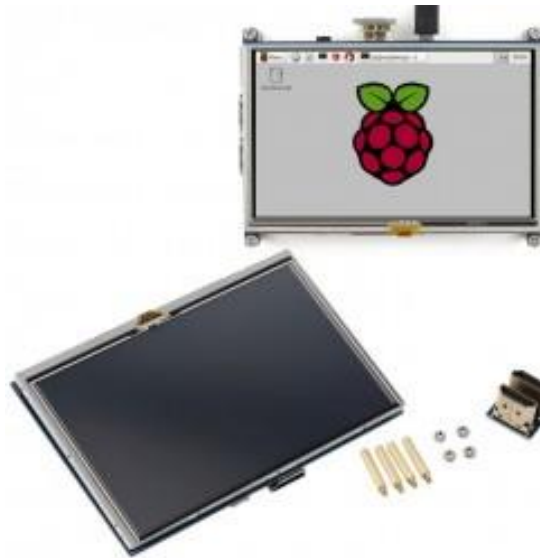
**Tabla 6. Especificaciones Técnicas Raspberry Pi 3B**

<b>Modelo</b>	RASPBERRYPI3-MODB-1GB	<b>Interfaz del Disco Duro</b>	ATA-4
<b>Año del Modelo</b>	2016	<b>Número de Procesadores</b>	4
<b>Memoria RAM</b>	1 GB	<b>Voltaje</b>	5V
<b>Almacenamiento de Memc</b>	1 GB	<b>Fuente de Alimentación</b>	DC
<b>Modelo de CPU</b>	Core 2 Quad	<b>Peso</b>	45 g
<b>Velocidad de CPU</b>	1.2 GHz	<b>Conectores</b>	Bluetooth, Wi-Fi, USB, HDMI

Fuente: (Raspberry Pi 3B - Raspberry Pi, 2019)

#### 4.4.2 PANTALLA LCD

Las pantallas de cristal líquido permiten visualizar imágenes fijas o en movimiento. Estas son adaptables a distintos microcontroladores, o sistemas operativos. Raspberry PI ofrece un módulo para pantallas LCD, que permiten que dichas pantallas sean compatibles en su totalidad con el entorno de Raspberry, facilitando así su instalación (Ilustración 16). Se seleccionó la pantalla de cinco pulgadas para tener una mejor visualización de imagen, tomando en consideración el tamaño que se espera del prototipo (Tabla 7).



**Ilustración 16 – Pantalla LCD de 5 pulgadas**

Fuente: (C&D Tecnologia, 2022c)

**Tabla 7. Especificaciones Técnicas Pantalla LCD**

<b>Tamaño</b>	5 pulgadas
<b>Pixeles</b>	800 x 480
<b>Peso Neto</b>	155.4g
<b>Tamaño</b>	120 x 75 x 8mm

Fuente: Elaboración propia

#### 4.4.3 LEDS EMISORES INFRARROJOS

Los diodos emisores infrarrojos (IR) funcionan convirtiendo la corriente eléctrica en luz infrarroja (Ilustración 17). El NIR es una longitud de onda de luz que está más allá del rango de la visión humana (DEVISA, 2021).

Los diodos emisores de luz infrarroja proyectaron la luz en las venas. La luz fue absorbida por la hemoglobina en la sangre, lo que fue percibido por la cámara y enviado a procesar (Tabla 8).



**Ilustración 17 – LED emisor infrarrojo**

Fuente: (C&D Tecnología, 2022b)

**Tabla 8. Especificaciones Técnicas LED Emisor Infrarrojo**

<b>Longitud de Onda</b>	940 nm
<b>Tamaño</b>	5mm
<b>Voltaje</b>	1.5-1.6V
<b>Ángulo de visión</b>	30 grados

Fuente: (C&D Tecnología, 2022b)

#### 4.4.4 PLACA DE COBRE

La placa de cobre está fabricada con un sustrato de fibra de vidrio (Ilustración 18). En este material se diseñan circuitos que pueden ser fabricados mediante procesos mecánicos y químicos para realizar placas de circuito impreso (ThinkMaking, 2021a).

Los LEDs infrarrojos en conjunto con la placa de cobre fueron la base para fabricar la matriz led, que fue la fuente de energía infrarroja, modificada para que la cámara pudiese captar la imagen con proyección de luz IR.

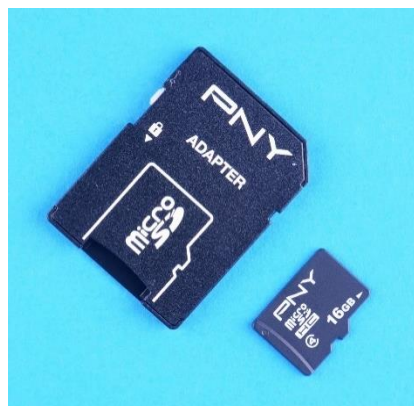


**Ilustración 18 – Placa de Cobre**

Fuente: (ThinkMaking, 2021a)

#### 4.4.5 TARJETA SD

La tarjeta SD (Secure Digital) es una tarjeta de memoria que permite almacenar información de forma digital. En esta tarjeta se almacenó toda la información pertinente del entorno de la Raspberry, desde los comandos hasta la codificación del procesamiento de imágenes. Dicha memoria alberga toda la información y permite migrala a otros microcontroladores de Raspberry.



**Ilustración 19 – Memoria SD**

Fuente: (ThinkMaking, 2021c)



#### 4.4.6 CÁMARA DE 5MP

La cámara utilizada ya es personalizada para el uso de la Raspberry PI (Ilustración 20). Dicha cámara captó la imagen de las venas que fue luego procesada en Python. Según sus especificaciones técnicas se logró emplear apropiadamente la cámara (Tabla 9).



**Ilustración 20 – Cámara de 5MP**

Fuente: (C&D Tecnología, 2022a)

**Tabla 9. Especificaciones Técnicas Cámara Raspberry**

<b>Óptica</b>	1/4 "
<b>Dimensiones</b>	20mm x 25mm x 9mm
<b>Tipo de Sensor</b>	Omnivision ov5647 (5 megapíxeles)
<b>Resolución Foto</b>	2592 x 1944 (máx)
<b>Video</b>	1080p30, 720p60 y 640x480p90

Fuente: (C&D Tecnología, 2022a)

#### 4.4.7 FUENTE DE ENERGÍA 5V

La fuente de energía posee su cable de corriente alterna a corriente continua y el cable de alimentación (Ilustración 21). Dicha fuente fue utilizada para alimentar la matriz LED y la Raspberry PI según los parámetros y exigencias técnicas de esta.



**Ilustración 21- Fuente de energía de 5V**

Fuente: (C&D Tecnologia, 2023)

#### 4.4.8 FILAMENTO PARA IMPRESIÓN 3D

El filamento es una materia termoplástica utilizada para la impresión de modelos y prototipos 3D (Ilustración 22). Se hizo uso de filamento PDA para la impresión de la carcasa del localizador de venas y el soporte estacionario.



**Ilustración 22 - Filamento PLA**

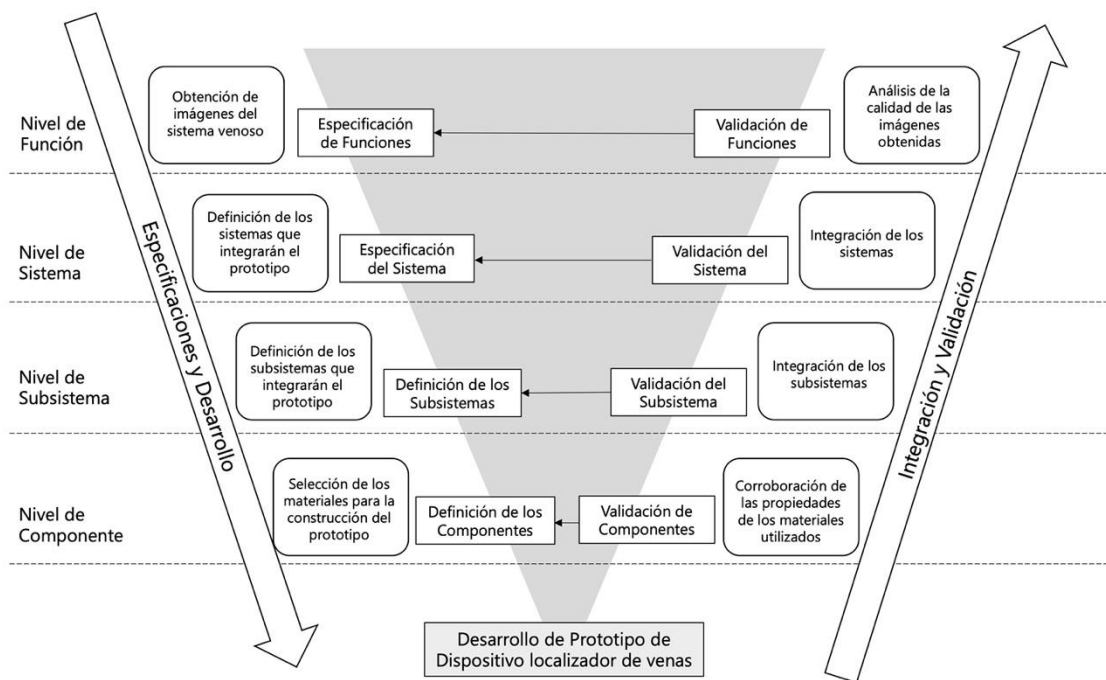
Fuente: (ThinkMaking, 2021b)

#### 4.5 POBLACIÓN Y MUESTRA

Se encuentran todos aquellos dispositivos localizadores de vena disponibles en el mercado, abarcando desde el rango de precio de \$300 hasta los \$4000.

#### 4.6 METODOLOGÍA DE ESTUDIO

Como herramienta para la metodología se tomó como referencia el Modelo en V, el cuál es una herramienta de mucha utilidad en la gestión de proyectos. Específicamente, el modelo propuesto en VDI 2206 - Una nueva guía para el diseño de sistemas mecatrónicos (Gausemeier & Moehring, 2002), modificado con procedimientos Top Down y Bottom Up. Con este se plantearon los procesos a realizar en cuatro niveles específicos, estableciendo un proceso de validación para cada uno, con el fin de alcanzar el objetivo final que es el prototipaje de un dispositivo localizador de venas (Ilustración 23).

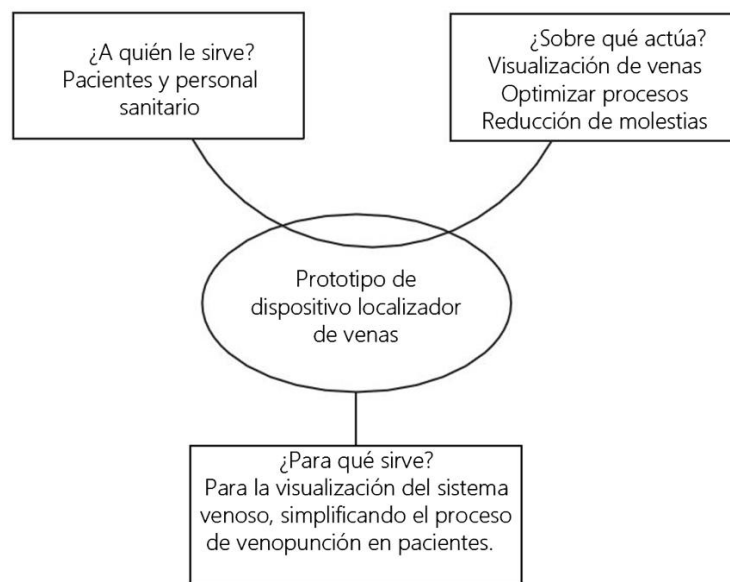


**Ilustración 23 - Metodología en V**

Fuente: Elaboración propia

#### 4.6.1 ESPECIFICACIÓN DE FUNCIONES

Para definir la necesidad a la que responde el prototipo responde se hizo uso del diagrama *Horned Beast* o *Bête à cornes* en francés (Ilustración 24). Este método es el primer paso del «Methodé APTE», el cual es un método inventado por la compañía francesa APTE, que tiene el objetivo de resolver problemas al "centrarse en el análisis funcional en las primeras etapas del diseño" (Bretesche, 2000). En general, este diagrama fue realizado para deducir si el producto, en este caso el prototipo, es útil para el usuario al satisfacer sus necesidades.



**Ilustración 24 - Diagrama *Horned Beast* para evaluación de necesidades y funciones.**

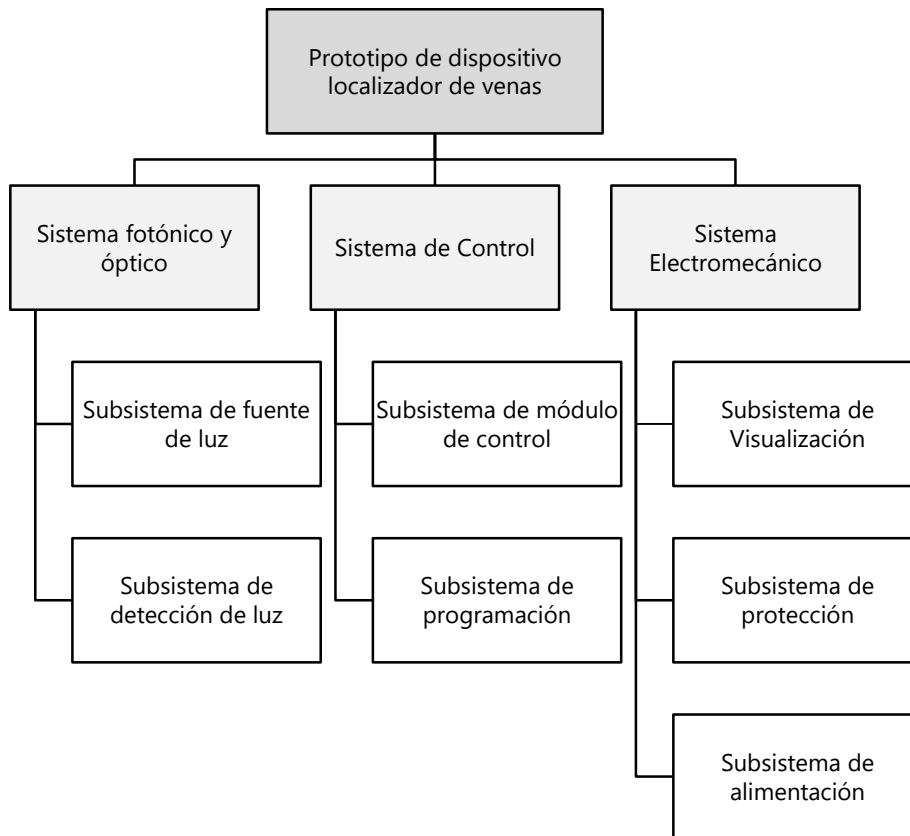
Fuente: Elaboración propia

Luego del análisis y deducción de necesidades realizados mediante el diagrama de *Horned beast*, se determinó que las funciones que debe cumplir el prototipo incluyen:

- 1) La función primordial es facilitar el proceso de localización de venas viables para venopunción.
- 2) Otra función importante es disminuir las molestias y secuelas negativas en pacientes con venas difíciles durante y luego de un proceso de venopunción.
- 3) Una función añadida sería un dispositivo localizador de venas a bajo costo que sea accesible para el sistema sanitario nacional.

## 4.6.2 ESPECIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS

Para el desarrollo del prototipo se establecieron tres sistemas fundamentales para un dispositivo localizador de venas, esos sistemas son: sistema fotónico y óptico, sistema de control y sistema electromecánico. Cada uno de estos sistemas poseen subsistemas que trabajan en conjunto para lograr el funcionamiento del dispositivo (Ilustración 25).



**Ilustración 25 - Sistemas y Subsistemas.**

Fuente: Elaboración propia

### 4.6.1.1 SISTEMA FOTÓNICO Y ÓPTICO

El sistema fotónico y óptico compone una de las partes más importantes, ya que representa el principio de funcionamiento del dispositivo. Este fue compuesto por la fuente de luz NIR que representa el subsistema de fuente de luz y una cámara que recibe y procesa la luz reflejada correspondiente al subsistema de detección de luz.

#### *4.6.1.2 SISTEMA DE CONTROL*

El sistema de control representa la parte de central y de conexión entre los diferentes sistemas y subsistemas. El eje central es el módulo controlador representado por un Raspberry PI 3B. De igual forma, se incluyó la interfaz de programación la cual es la encargada de brindar las instrucciones de funcionamiento.

#### *4.6.1.3 SISTEMA ELECTROMECAÁNICO*

En el sistema electromecánico se incluyeron diversos componentes de alta relevancia para el funcionamiento del prototipo como un todo. Se incluye el subsistema de visualización representado por una pantalla, el subsistema de protección que es la carcasa y el sistema de alimentación que son las fuentes de alimentación eléctrica.

### *4.6.3 DEFINICIÓN DE LOS SUBSISTEMAS*

En esta sección se detallan todos los subsistemas que fueron definimos como relevantes para el desarrollo del prototipo. Los subsistemas por describir incluyen los expuestos a continuación.

#### *4.6.2.1 SUBSISTEMA DE FUENTE DE LUZ*

La fuente de luz está compuesta por una matriz rectangular de 44 LED NIR con una longitud de onda de 940 nm. La matriz fue diseñada en la interfaz Proteus Suite Design, la que permitió realizar el diagrama del circuito para luego realizar la impresión en PCB del mismo. Se seleccionó esta longitud de onda ya que es capaz de penetrar hasta la ubicación de las venas donde es absorbida por la hemoglobina presente en las mismas.

#### *4.6. 2.2 SUBSISTEMA DE DETECCIÓN DE LUZ*

La luz en los tejidos diferentes a las venas no es absorbida, sino que se refleja y es captada por la cámara la cual adquiere una imagen, generando un tipo de mapa venoso. La cámara seleccionada posee la ventaja que es propia de Raspberry Pi, lo que facilita la interconexión de los módulos.

#### *4.6.2.3 SUBSISTEMA DE MÓDULO DE CONTROL*

Este se basó en un microrordenador denominado Raspberry Pi, que permite la interconexión de sistemas periféricos gracias a la programación. Funciona como punto de conexión entre el sistema óptico y el subsistema de visualización.

#### *4.6.2.4 SUBSISTEMA DE PROGRAMACIÓN*

Como lenguaje de programación se seleccionó Python, el cual es un lenguaje multifuncional y de alto nivel. El programa utilizado fue «Google Colab», este es un producto de Google Research de libre acceso que permite a los usuarios ejecutar código Python en línea. Igualmente, facilita la colaboración de usuarios ya que los *notebooks* se pueden compartir mediante correo o links de colaboración.

#### *4.6.2.5 SUBSISTEMA DE VISUALIZACIÓN*

El subsistema de visualización está representado por la pantalla de visualización que permitió observar las imágenes obtenidas y procesadas. Se hizo uso de un módulo de pantalla LCD perteneciente a la línea Raspberry PI, que facilitó la interconexión debido a la compatibilidad directa. Con respecto al tamaño, se seleccionó una de 5 pulgadas considerando que se busca un tamaño reducido que permita la portabilidad del prototipo, pero que sea lo suficientemente amplia para una adecuada visualización de las imágenes.

#### *4.6.2.6 SUBSISTEMA DE PROTECCIÓN*

Este subsistema consta de la carcasa que contiene y protege todos los componentes electrónicos utilizados. La carcasa fue diseñada en Solidworks, constando de dos partes, y luego fue materializada mediante impresión 3D haciendo uso de PLA como material principal. Las dimensiones asignadas a la carcasa completa fueron las siguientes: 10.5 cm de ancho, 16 cm de largo y 6 cm de alto. A la parte superior de la carcasa se le asignó una ventana de visualización correspondiente a la pantalla de 7.5 cm de ancho y 12 cm de largo. A la parte inferior de la carcasa se le realizó un corte 7.8 cm de ancho y 5.8 cm de largo correspondiente a la matriz de la fuente NIR.

#### *4.6.2.7 SUBSISTEMA DE ALIMENTACIÓN*

Para la alimentación de los diversos sistemas del prototipo se definió una fuente de alimentación específica, una fuente de energía 5V 6A micro USB que va conectada directamente a la Raspberry Pi 3B. Cabe mencionar que la Raspberry Pi es la encargada de alimentar la matriz NIR y la pantalla LCD de visualización.

#### *4.6.4 DEFINICIÓN DE LOS COMPONENTES*

Para el correcto desarrollo del prototipo se definieron y seleccionaron los materiales y componentes requeridos para el desarrollo de cada uno de los subsistemas previamente establecidos.

##### *4.6.3.1 PARTE ÓPTICA Y FOTÓNICA*

Se elaboraron las partes correspondientes al sistema óptico y fotónico, estas incluyen tanto la emisión desde una fuente, como la recepción de la luz en el espectro NIR a una longitud de onda de 940nm. En esta sección en particular, para la fuente se trabajó en el diseño de la matriz de leds NIR en Proteus y luego mediante el método de CNC se realizó la PCB donde luego se soldaron los componentes electrónicos. Para la definición del módulo de detección de luz se seleccionó una cámara de 3MP como el componente electrónico más factible.

##### *4.6.3.2 PARTE DE CONTROL*

Con el objetivo de obtener el funcionamiento y respuesta deseada se seleccionó un Raspberry PI 3B como módulo de control, a este se le realizó la programación correspondiente y se le agregaron comandos de procesamiento de imágenes médicas para mejorar la calidad de las imágenes a proyectar.

##### *4.6.3.3 PARTE ELECTROMECAÁNICA*

Para el desarrollo de las partes de electromecánica se hizo hincapié en la carcasa. Esta fue diseñada y sometida a pruebas en SolidWorks. Por otro lado, para la visualización se seleccionó una pantalla compatible con el módulo Raspberry PI. Las fuentes de alimentación fueron seleccionadas según las necesidades de los componentes electrónicos a alimentar.



#### 4.6.5 VALIDACIÓN DE LOS COMPONENTES

Durante este proceso se realizó la verificación del desempeño y funcionamiento de cada una de las partes previamente realizadas. Para la verificación de estas se aplicaron pruebas tanto físicas como simuladas.

#### 4.6.6 VALIDACIÓN DE LOS SUBSISTEMAS

Esta etapa consistió en la integración de los subsistemas establecidos con cada una de las partes previamente evaluadas. Luego de su integración se procedió a comprobar su funcionamiento y desempeño dentro de los parámetros aceptables, haciendo uso de simulaciones y pruebas físicas.

#### 4.6.7 VALIDACIÓN DE LOS SISTEMAS

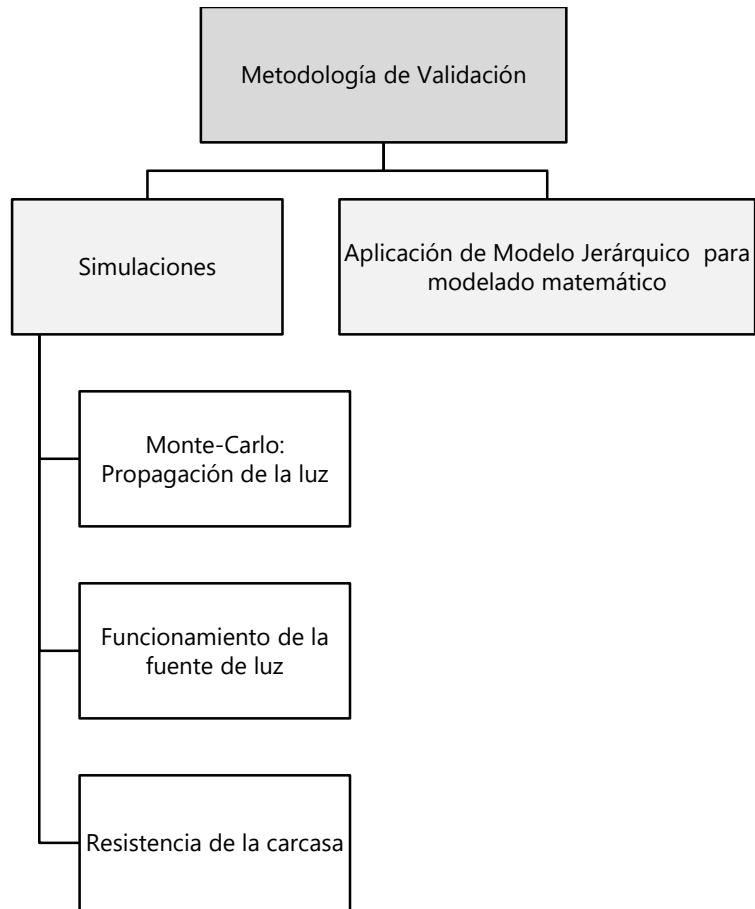
Consistió en la integración de cada uno de los sistemas previamente establecidos para el desarrollo del prototipo de dispositivo localizador de venas. Se realizaron todas las pruebas necesarias con el objetivo de verificar que cada una de las partes y subsistemas trabajaran en conjunto adecuadamente para lograr el fin de que cada sistema trabajara eficientemente.

#### 4.6.8 VALIDACIÓN DE FUNCIONES

Consistió en el uso del prototipo final para evaluar el funcionamiento del mismo, valorando que este cumpliera con los requerimientos establecidos en la especificación de funciones.

### **4.7 METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN**

La metodología de validación hace referencia a los fundamentos teóricos y procesos que brindan validez al proyecto de investigación. Para el presente proyecto, esta se dividió en dos categorías, simulaciones y aplicación de modelo jerárquico (Ilustración 26). A continuación, se hace hincapié en cada una de ellas.



**Ilustración 26- Metodología de validación**

Fuente: Elaboración propia

#### 4.7.1 SIMULACIONES

Las simulaciones representaron herramientas beneficiosas para la validación, debido a que permitieron el análisis de características y procesos para detectar fallos en una etapa temprana, permitiendo la optimización de los diseños. Las simulaciones seleccionadas fueron de alto valor debido a que pusieron a prueba los elementos esenciales del diseño del prototipo de dispositivo localizador de venas, permitiendo validar el funcionamiento de este. Cabe resaltar, que los softwares de simulación utilizados son de fácil acceso y permiten un análisis de mucha confiabilidad.

#### 4.7.1.1 SIMULACIÓN MONTE-CARLO DE LA PROPAGACIÓN DE LA LUZ NIR EN TEJIDOS

Consistió en el análisis matemático y computacional de la propagación de la luz mediante el Método Monte-Carlo. El método Monte Carlo es un amplio conjunto de técnicas computacionales que emplean el muestreo aleatorio. Vo-Dinh (2014) menciona que las simulaciones MC representan procesos probabilísticos cuya dinámica se rige por pasos aleatorios y puede proporcionar un método de solución para problemas prácticos en óptica tisular.

#### 4.7.1.2 SIMULACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DE LA FUENTE DE LUZ

Abarca el diseño de la circuitería electrónica de la matriz de 44 LEDs para la fuente de Luz. Esta fue realizada en Proteus Design Suite, interfaz que permitió crear circuitos electrónicos con componentes interactivos, facilitando la comprobación del funcionamiento. De igual forma, esta facilitó la creación de una CNC.

#### 4.7.1.3 SIMULACIÓN DEL RESISTENCIA DE LA CARCASA

El diseño de la carcasa que cubre el dispositivo fue creado en SolidWorks. Este software permite realizar simulaciones de resistencia de materiales y pruebas de esfuerzo, de esta manera se facilita la determinación del material a utilizar que realice un trabajo efectivo.

Las simulaciones realizadas incluyeron «Análisis estático», el cual permitió analizar el desplazamiento y demás deformaciones que sufre la carcasa al aplicarle fuerza, para calcular el valor de fuerza a aplicar se multiplicó el peso de los componentes electrónicos por la gravedad. Otro análisis relevante que se realizó fue «Caída», mediante este se simuló la caída de las partes desde una altura de 1,6 metros y se logró analizar las partes débiles del diseño con el objetivo de mejorarlo y reforzarlo.

#### 4.7.1 MODELO JERÁRQUICO PARA MODELADO MATEMÁTICO

Una parte de la metodología de validación matemática fue inspirada en el Modelo Jerárquico establecido por (Hehenberger, 2014) para sistemas mecatrónicos. Este modelo jerárquico consiste en una herramienta que “ayuda a describir los modelos de productos y datos desde diferentes puntos de vista que representan las diferentes disciplinas involucradas en el proceso de diseño de sistemas mecatrónicos” (Hehenberger, 2014). Esta metodología ayudó a definir todos los elementos asociados al diseño y funcionamiento del prototipo, facilitando la deducción y selección de las ecuaciones matemáticas relacionadas a los mismos que en conjunto forman el modelo matemático.

#### 4.8 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

A continuación, se presenta un cronograma detallado de las actividades realizadas a lo largo del desarrollo de la investigación, la cual se realizó en un período de aproximadamente diez semanas (Tabla 10).

**Tabla 10 - Cronograma de actividades**

<b>Actividad del desarrollo del proyecto</b>	<b>Semana 1</b>	<b>Semana 2</b>	<b>Semana 3</b>	<b>Semana 4</b>	<b>Semana 5</b>	<b>Semana 6</b>	<b>Semana 7</b>	<b>Semana 8</b>	<b>Semana 9</b>	<b>Semana 10</b>
Presentación de formato inicial de proyecto de investigación										
Desarrollo de la Introducción y planteamiento del problema										
Revisión de literatura y redacción de Marco teórico										
Cotización de componentes electrónicos										
Selección y planteamiento de la metodología a utilizar										
Elaboración en PCB de la matriz de la fuente de luz										
Compra de componentes electrónicos										
Desarrollo del sistema óptico, electrónico y de procesamiento										
Diseño de la carcasa en SolidWorks										
Pruebas de esfuerzo y demás simulaciones										
Ensamblaje y finalización del prototipo										
Análisis de resultados										
Finalización del proyecto										

Fuente: Elaboración propia

## 4.9 MATRIZ METODOLÓGICA

Toda la metodología realizada para el desarrollo del prototipo se sintetiza en la Matriz Metodológica (Tabla 11).

**Tabla 11- Matriz Metodológica**

Título	Problema de investigación	Preguntas de investigación	Objetivos	Variables	Metodologías y herramientas
Desarrollo de dispositivo localizador de venas bajo el principio de ventana infrarroja cercana.	En la actualidad el proceso de venopunción suele ser tedioso para el personal de salud y desagradable para los pacientes, debido a las diversas limitaciones en el proceso de localización de venas viables. Hasta el momento se ha demostrado que el uso únicamente del método tradicional de palpación para localizar las venas es deficiente.	<b>General</b> ¿Cómo desarrollar un prototipo de dispositivo localizador de venas para facilitar el proceso de venopunción y procedimientos intravenosos?	<b>General</b> Desarrollar un prototipo de Dispositivo localizador de venas funcional que facilite la realización de procedimientos intravenosos y de venopunción	<b>Dependiente</b> Prototipo de dispositivo localizador de venas.	Impresión 3D
		<b>Específicas</b> ¿Cuál de los principios de funcionamiento utilizados por los localizadores de venas actuales es más eficiente y seguro?	<b>Específicos</b> Analizar el principio de funcionamiento de los dispositivos localizadores de venas disponibles en el mercado actual.	<b>Independientes</b> Longitud de la onda (nm) de la fuente de luz.	Modelado 3D
		¿Cuál es el rango y relación del espectro infrarrojo para visualizar las venas del paciente que faciliten la localización?	Estudiar el espectro infrarrojo cercano y su relación en la visualización del sistema venoso.	Procesamiento de imágenes.	Procesamiento de imágenes
		¿Cómo se puede mejorar la calidad y la precisión de las imágenes obtenidas mediante el uso de procesamiento de imágenes médicas?	Emplear procesamiento de imágenes médicas para mejorar la calidad de imágenes obtenidas.	Componentes electrónicos utilizados.	Programación en Python
		¿Qué componentes y herramientas son necesarias para crear un dispositivo localizador de venas de bajo costo?	Definir los componentes y herramientas necesarias para crear un dispositivo localizador de venas funcional.		Proteus Design Suite
					Raspberry Pi
				Simulación de circuitos	
				SolidWorks	

Fuente: Elaboración propia

#### 4.10 OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

A continuación, se presenta la operacionalización de las variables (Tabla 12)

**Tabla 12 - Operacionalización de las variables**

<b>Objetivo General</b>	<b>Variable Dependiente</b>	<b>Definición Conceptual</b>	<b>Dimensiones</b>	<b>Indicadores</b>
Desarrollar un prototipo de Dispositivo localizador de venas funcional que facilite la realización de procedimientos intravenosos y de venopunción.	Prototipo de dispositivo localizador de venas.	Procesos para el desarrollo de un dispositivo localizador de venas funcional de bajo costo que facilite los procesos de venopunción e intravenosos.	Principio de funcionamiento, Impresión 3D, Prototipo	Funcionalidad del dispositivo.
<b>Objetivos Específicos</b>	<b>Variables Independientes</b>	<b>Definición Conceptual</b>	<b>Dimensiones</b>	<b>Indicadores</b>
Analizar el principio de funcionamiento de los dispositivos localizadores de venas disponibles en el mercado actual.	Longitud de la onda (nm) de la fuente de luz.  Procesamiento de imágenes.  Componentes electrónicos utilizados.	Estudiar los principios de funcionamiento de dispositivos funcionales para determinar el más conveniente.	Principio de funcionamiento, dispositivos localizador de venas.	Funcionamiento de las tecnologías actuales.
Estudiar el espectro infrarrojo cercano y su relación en la visualización del sistema venoso. Emplear procesamiento de imágenes médicas para mejorar la calidad de imágenes obtenidas.		Determinación de la longitud de onda que permite la correcta visualización.	Longitud de onda (nm)	Absorción y reflexión de la luz NIR.
Definir los componentes y herramientas necesarias para crear un dispositivo localizador de venas funcional.		Selección de las herramientas de procesamiento de imágenes que incrementen la calidad de la imagen obtenida	Programación, Python, Filtros.	Mejoramiento de la imagen que permite la más detallada de las venas.
		Funcionalidad de los componentes utilizados para alcanzar el objetivo de visualizar el Sistema venoso.	Rasberry PI, Electrónica, Fuente de alimentación, LED NIR, Cámara, Pantalla LCD	Eficiencia de los dispositivos para cumplir la función deseada.

Fuente: Elaboración propia

## V. RESULTADOS

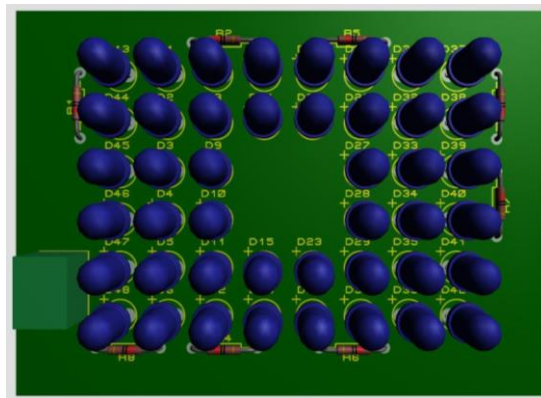
En el presente capítulo se detallan los resultados obtenidos del diseño y prototipaje del dispositivo localizador de venas, su programación de control y la integración de sus sistemas.

### 5.1 SISTEMA ÓPTICO Y FOTÓNICO

El sistema óptico y fotónico fue elaborado con dos componentes esenciales para la integración del prototipo, la matriz de leds NIR y la cámara. Estos elementos trabajan en conjunto y sostienen el principio de funcionamiento de un dispositivo localizador de venas de luz reflectiva combinado con tecnología NIR.

#### 5.1.1 SUBSISTEMA FOTÓNICO

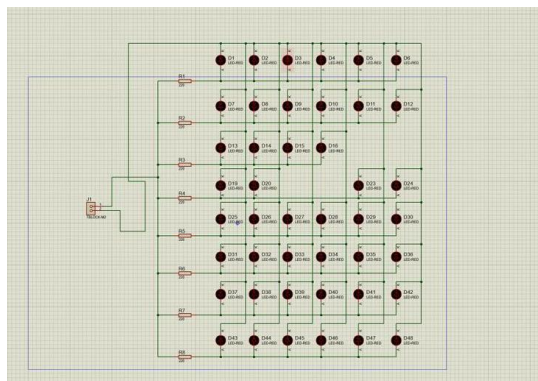
Para el desarrollo del sistema fotónico representado por la matriz fuente de luz NIR, se trabajó el diseño de esta en Proteus Design Suite. Mediante este programa se logró realizar la representación en 3D (Ilustración 27) y esquemática (Ilustración 28), que permitió verificar su funcionamiento según la electrónica correspondiente. De la misma forma, se logró realizar el diseño de PCB de la matriz (Ilustración 29), esto facilitó el proceso de creación de las pistas para su posterior impresión mediante CNC.



**Ilustración 27 - Vista en 3D del circuito realizado en Proteus Design Suite**

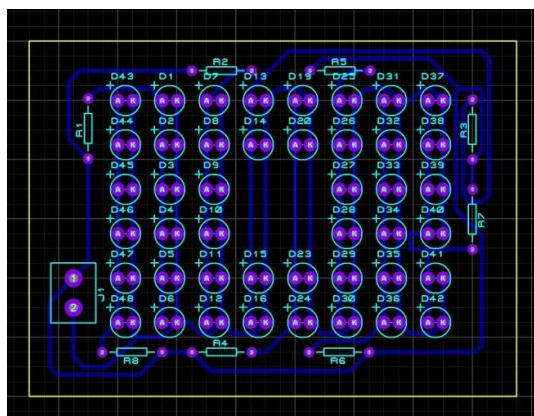
Fuente: Elaboración propia





**Ilustración 28 - Representación esquemática de la matriz NIR**

Fuente: Elaboración propia



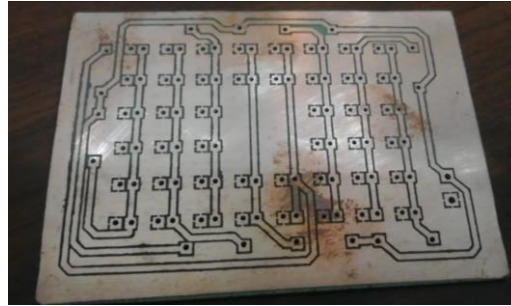
**Ilustración 29 - Esquema de pistas**

Fuente: Elaboración propia

Una vez finalizada y evaluada la matriz en Proteus se prosiguió a realizar la matriz física. El primer paso fue la impresión en CNC de las pistas para los componentes electrónicos (Ilustración 30). En el segundo paso se soldaron todos los componentes electrónicos; incluyendo 44 leds de 940nm, 5 resistencias de  $27\Omega$ , 2 resistencias de  $41\Omega$ , 1 resistencia de  $33\Omega$  y una bornera para alimentar el circuito (Ilustración 31 y 32).

Cabe destacar que la longitud de onda seleccionada fue de 950 nm, la cual fue determinada gracias a una extensiva revisión bibliográfica de trabajos previos y libros sobre fotónica óptica, mientras que los valores de las resistencias fueron calculados en base a la protección necesaria para la placa electrónica. Esta longitud no es visible para el ojo humano, pero

es capaz de penetrar hasta la ubicación de las venas donde es absorbida por el oxígeno presente en las mismas. Debido a que no es percibida por el ojo humano, para comprobar el funcionamiento de cada uno de los Leds se hizo uso de una cámara de celular, la cual si fue capaz de captar la intensidad proyectada.



**Ilustración 30 - Placa impresa mediante CNC**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 31 - Matriz NIR finalizada, parte delantera**

Fuente: Elaboración propia



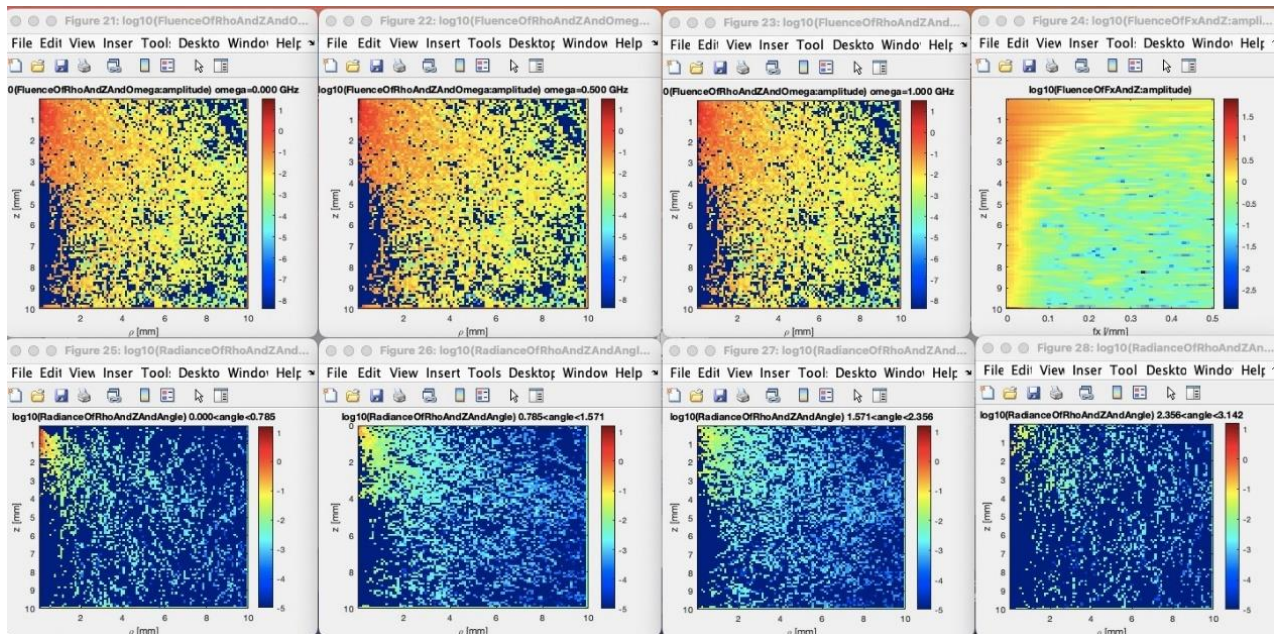
**Ilustración 32 - Matriz NIR finalizada, parte trasera**

Fuente: Elaboración propia

### 5.1.1.1 Validación de la longitud de onda mediante simulación Monte Carlo

Para validar el comportamiento de la luz en los tejidos se hizo uso de Monte Carlo Command Line (MCCL) (Hayakawa et al., 2022). Este es un software de código abierto que proporciona simulaciones Monte Carlo de transporte radiativo a través de medios turbios heterogéneos. MCCL proporciona numerosas propiedades de entrada que permiten la simulación de fuentes de luz externas que irradian la superficie del tejido. De igual forma, cuenta con detectores que registran la reflectancia y transmitancia, junto con otros datos asociados a la trayectoria del fotón como la trayectoria del fotón (Anexo 1).

En este se introdujeron los valores de las propiedades ópticas de diferentes capas. Como primer capa se estableció el aire que corresponde al segmento entre la fuente de luz y el tejido, como siguiente capa se definió la epidermis, seguida de la dermis y por último la hipodermis. Luego, mediante la ejecución de distintos archivos en la terminal de programación, se lograron visualizar los cálculos y simulaciones realizadas por el software MCCL. Este brindó 70 imágenes en las que se incluyen los resultados de la propagación, reflectancia, entre otras propiedades de la luz en cada una de las capas (Ilustración 33).

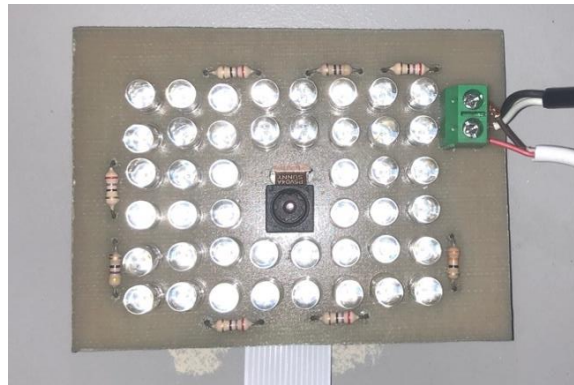


**Ilustración 33 33 - Gráficas de resultados Monte Carlo**

Fuente: Elaboración propia

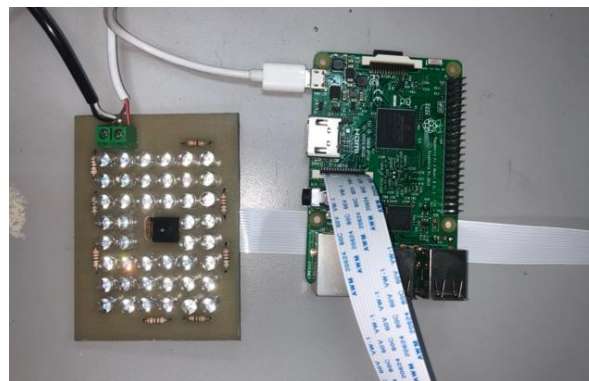
### 5.1.2 SUBSISTEMA ÓPTICO

El sistema óptico se basó en una cámara de 5MP compatible con Raspberry Pi, que fue la encargada de recibir la luz NIR reflejada desde la piel. Esta se ubicó en el centro de la matriz (Ilustración 34), se determinó esta posición como ideal debido a que recibía la reflectancia de forma uniforme. La cámara se conectó directamente al módulo Raspberry Pi (Ilustración 35) ya que este cumple la función de alimentarla y aplicar procesamiento de imágenes a la información recibida.



**Ilustración 34 - Cámara ubicada en el centro de la matriz NIR**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 35 – Sistema Fotónico y Óptico completo, cámara y matriz NIR conectada al Raspberry Pi 3B**

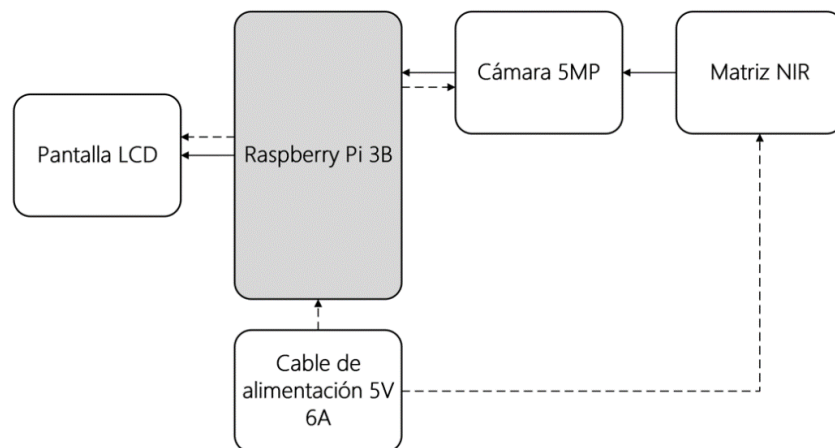
Fuente: Elaboración propia

## 5.2 SISTEMA DE CONTROL

El sistema de control fue desarrollado con dos elementos esenciales, siendo estos el módulo de control Raspberry Pi y la aplicación de programación elaborada en lenguaje Python para el procesamiento de imágenes. Estos en conjunto, forman parte esencial del desarrollo del prototipo de dispositivo.

### 5.2.1 SUBSISTEMA DE RASPBERRY PI

Como módulo de control se definió una Raspberry Pi 3B, este trabaja como eje central de todos los componentes electrónicos del prototipo (Ilustración 36). Al ser una computadora de tamaño compacto y de bajo costo, mediante programación se logró ejecutar una serie de pasos e instrucciones para que esta fuera capaz de manipular la cámara y la pantalla, logrando la adquisición y visualización de las imágenes obtenidas del sistema venoso. Cabe mencionar que esta es capaz de alimentar eléctricamente todos los componentes que se conecten a la misma.



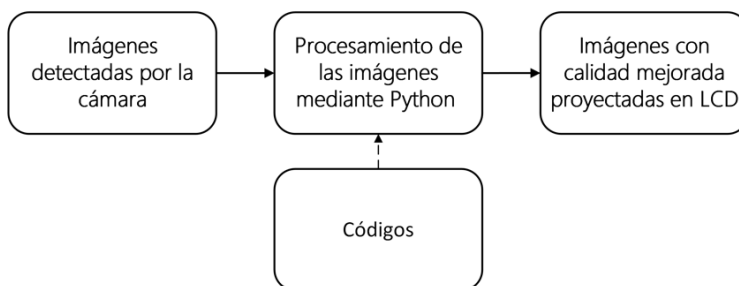
**Ilustración 36 - Conexiones módulo de control Raspberry Pi 3B**

Fuente: Elaboración propia

### 5.2.2 SUBSISTEMA DE PROCESAMIENTO

Con el objetivo de mejorar la calidad de las imágenes mostradas en la pantalla LCD, se le aplicó procesamiento de imágenes mediante códigos en Python a las imágenes obtenidas por la cámara (Ilustración 37). Para la definición de los códigos para el procesamiento deseado se realizó un proceso de prueba y selección, resaltando aquellos útiles para obtener la calidad de la imagen

deseada (Tabla 13). El objetivo primordial del procesamiento aplicado fue resaltar la anatomía del sistema venoso, aumentando el contraste y aplicando dilatación al mismo.



**Ilustración 37 - Procesamiento de imágenes**

Fuente: Elaboración propia

**Tabla 13 - Códigos de Procesamiento de Imágenes aplicados**

Código	Función
cv2.cvtColor	Comando que permite convertir imágenes de un espacio de color a otro, en este caso, a escala de grises.
cv2.createCLAHE clahe.apply	Comandos que trabajan en conjunto para mejorar el contraste de la imagen.
cv2.equalizeHist	Comando que mejora el contraste e iluminación de la imagen. Retribuye los valores de intensidad de los píxeles de una imagen, volviendo los detalles más visibles.
cv2.GaussianBlur	Comando que disminuye el ruido de una imagen y suaviza los bordes.
cv2.fastNlMeansDenoising	Comando que disminuye el ruido mediante la comparación de cada píxel de la imagen con los píxeles de su entorno, y la eliminación del ruido mediante el cálculo de una media ponderada de los valores de los píxeles en el entorno.
cv2.medianBlur	Comando que disminuye el ruido y suaviza los bordes mediante la mediana de los valores de los píxeles para reemplazar el valor del píxel central.
kmeans.cluster_centers_[kmeans.labels_]	Comando utilizado para obtener los centroides de los clusters de un modelo de clustering generado con el algoritmo K-Means.
compressed_image[y:y+height, x:x+w (ROI)]	Comando usado para extraer una sección rectangular de una imagen comprimida.
Cv2.dilate	Transformación morfológica que permite la dilatación de la imagen.

Fuente: Elaboración propia

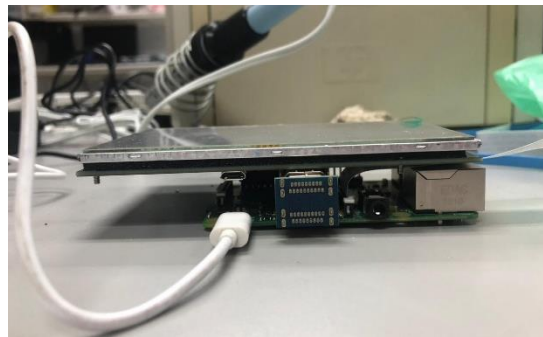
### 5.3 Sistema Electromecánico

El desarrollo del sistema electromecánico involucró la creación e integración de diversos subsistemas de gama electrónica como de otras naturalezas.

#### 5.3.1 SUBSISTEMA DE VISUALIZACIÓN

Para el sistema de visualización se seleccionó una pantalla LCD de 5 pulgadas compatible con Raspberry Pi. El tamaño de la misma se decidió tomando en consideración la facilidad de uso y portabilidad del dispositivo.

Se conectó la pantalla al Raspberry Pi mediante la entrada HDMI y los pines (Ilustración 38 y 39). Al iniciar la pantalla se realizó la instalación de la interfaz y se calibró el *touch* de la misma ya que se encontraba inexacto. Luego de las correcciones requeridas, esta fue fijada en la posición deseada y se comenzó a hacer uso de la misma.



**Ilustración 38 - Conexión de la pantalla mediante HDMI**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 39 - Conexión de la pantalla mediante pins**

Fuente: Elaboración propia

### 5.3.2 SUBSISTEMA DE PROTECCIÓN

El subsistema de protección hace referencia a la carcasa que recubre los componentes electrónicos del prototipo, esta fue diseñada en SolidWorks y luego impresa mediante manufactura por adición (Impresión 3D) utilizando PLA como material. Dentro del software se debió agregar el PLA como nuevo material, asignándole sus propiedades más relevantes, (Tabla 14).

**Tabla 14 - Propiedades del PLA utilizadas en SolidWorks**

<b>Propiedad</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidad</b>
Módulos elásticos	3500	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0.38	N/A
Módulo de corte	2400	N/mm <sup>2</sup>
Densidad de masa	1300	Kg/m <sup>3</sup>
Resistencia a la tracción	50	N/mm <sup>2</sup>
Fuerza compresiva	17.92	N/mm <sup>2</sup>
Límite elástico	26.08	N/mm <sup>2</sup>
Conductividad térmica	0.23	W/(m*K)
Calor específico	1386	J/(kg*K)

Fuente: (Serna et al., 2003)

La carcasa fue diseñada en dos partes, la parte superior donde se puede visualizar la pantalla del dispositivo y la carcasa inferior donde se encuentra la matriz NIR. Ambas fueron sometidas a dos análisis/estudios, estos fueron:

- 1) Análisis Estático. Este análisis permitió realizar el cálculo de tensión sobre la carcasa con cargas estáticas. Estas sirvieron para resolver consultas con respecto a la resistencia del diseño, si era seguro o si tenía debilidades para reforzar.
- 2) Estudio de Caída. Mediante este estudio se simuló la caída de las partes de la carcasa del dispositivo desde una altura de 1.6 metros, esta simulación calcula automáticamente el impacto contra el suelo.



Estas simulaciones en SolidWorks trabajaron bajo la ecuación de «Tensión de Von Mises», la cual combinó las tres tensiones principales que actúan sobre un elemento en una tensión equivalente (Ecuación 3). Luego esta tensión equivalente fue comparada con la tensión o límite elásticos del material para determinar la condición de falla del mismo, cabe mencionar que este valor es propio de cada material. Al final se obtuvo como resultado un número utilizado como índice. Este criterio es ampliamente utilizado en el mundo de la ingeniería para evaluar la resistencia de materiales y estructuras.

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}$$

### **Ecuación 3 - Tensión de Von Mises**

Donde  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$  son las tensiones principales.

Fuente: (Von Mises, 1913)

#### *5.3.2.1 CARCASA INFERIOR*

##### 1) Análisis Estático

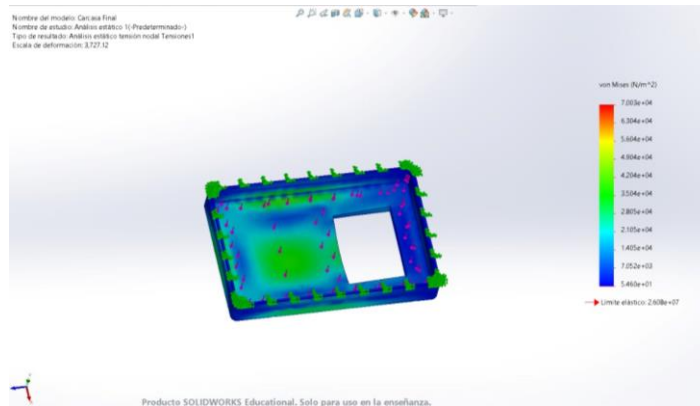
Para el análisis estático se determinó la fuerza convirtiendo las unidades de peso a fuerza (Ecuación 3) considerando el peso de la carcasa superior, se ejerció una fuerza de 2.51 N sobre la parte interior de la carcasa y se supuso una unión estática en los bordes interiores que simula la unión con la parte superior de la carcasa.

$$F = m * a$$

### **Ecuación 4 - Fuerza en N**

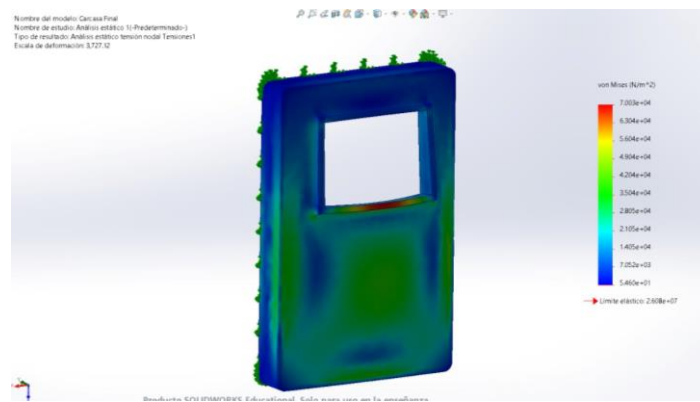
Fuente: (Young et al., 2009)

El análisis estático brindó los como resultados que la fuerza elástica se encuentra en un rango con un mínimo de 5.460+01e N/m<sup>2</sup> y con un máximo de 7.003e+04 N/m<sup>2</sup> con un límite elástico de 2.608e+07 N/m<sup>2</sup>. Se evidenció que las partes más susceptibles a la tensión se encuentran en la parte central inferior, sin embargo, se encuentran dentro del límite elástico (Ilustración 40, 41,42). Con estos resultados se determinó que la carcasa posee una resistencia aceptable, por lo que el diseño es funcional y cumplió el propósito de protección.



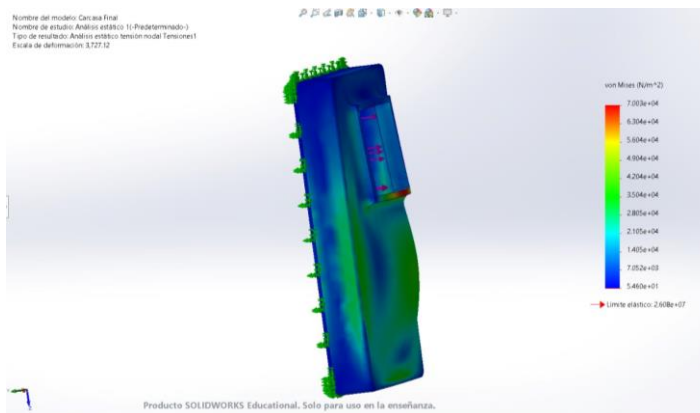
**Ilustración 40 - Análisis estático de carcasa inferior, parte interna**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 41 - Análisis estático de carcasa inferior, parte externa**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 42 - Análisis estático de carcasa inferior, costado**

Fuente: Elaboración propia

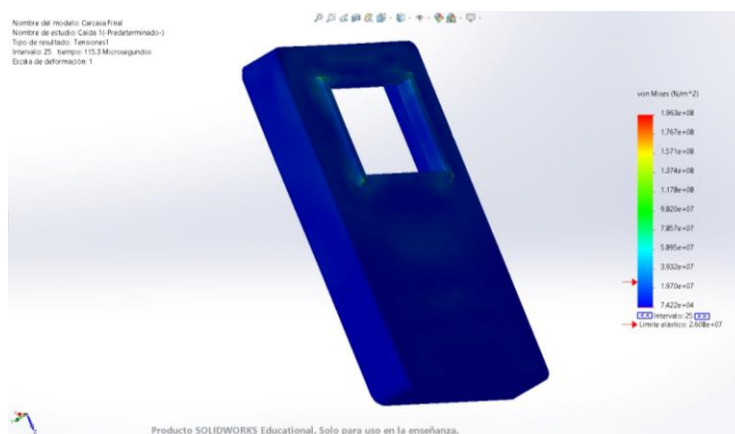
## 2) Caída

La simulación de caída realizada a la carcasa inferior brindó resultados positivos ya que se logró observar que la integridad de la misma no se compromete desde una caída de 1.6 metros (Ilustración 43, 44). Se logró deducir que la parte más débil es el borde que recubre el orificio de la matriz, sin embargo, esta aún es resistente ya que los valores obtenidos se encuentran dentro de un rango aceptable de Von Mises (Ilustración 43).



**Ilustración 43 - Simulación de caída de carcasa inferior, parte interna**

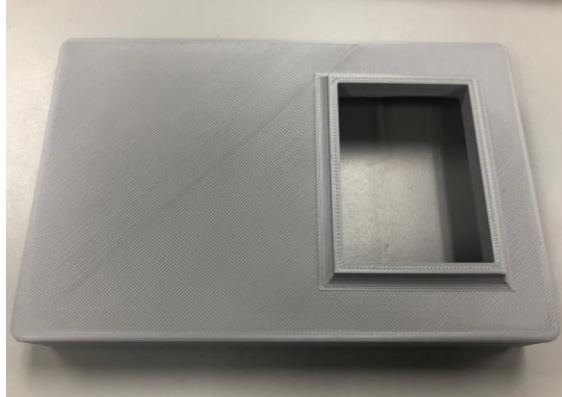
Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 44 - Simulación de caída de carcasa inferior, parte externa**

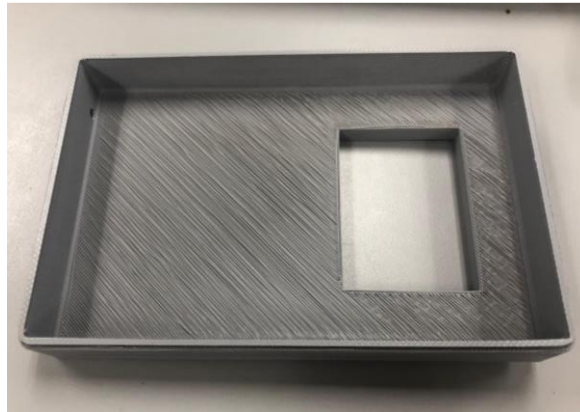
Fuente: Elaboración propia

Luego de realizar las simulaciones y análisis correspondientes, se procedió a la impresión de la carcasa inferior haciendo uso de una impresora 3D (Ilustración 45, 46).



**Ilustración 45 - Carcasa inferior impresa, parte externa**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 46 - Carcasa inferior impresa, parte interna**

Fuente: Elaboración propia

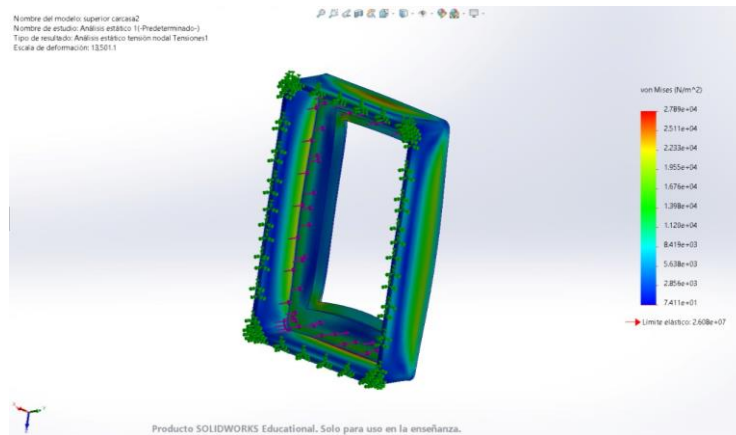
### 5.3.2.2 CARCASA SUPERIOR

#### 1) Análisis estático

Para el análisis estático se determinó la fuerza convirtiendo las unidades de peso a fuerza (ecuación 3) considerando el peso de la carcasa superior, se ejerció una fuerza de 23.097 N sobre la parte interior de la carcasa y se supuso una unión estática en los bordes interiores que simula la unión con la parte inferior de la carcasa.

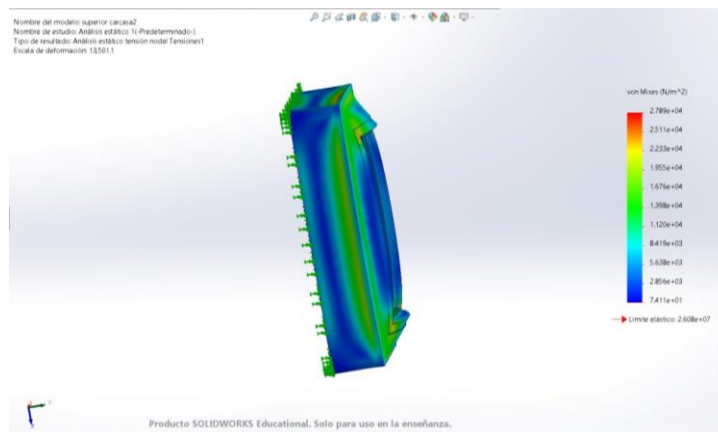
El análisis estático brindó los como resultados que la fuerza elástica se encuentra en un rango con un mínimo de  $7.411+01e \text{ N/m}^2$  y con un máximo de  $2.789e+04 \text{ N/m}^2$  con un límite elástico

de  $2.608e+07 \text{ N/m}^2$ . Se descubrió que gran parte de la carcasa se encuentra cercana del límite estático (Ilustración 47, 48 y 49), esto es deducible ya que esta parte de la carcasa posee menos material que la parte inferior, sin embargo, al encontrarse cerca del límite, pero no excediéndolo. Se concluyó que el diseño es funcional y cumplió el propósito de protección.



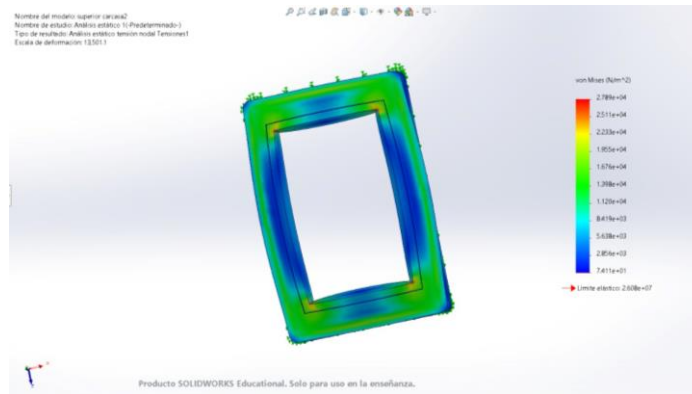
**Ilustración 47 - Análisis estático de carcasa superior, parte interna**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 48 - Análisis estático de carcasa superior, costado**

Fuente: Elaboración propia

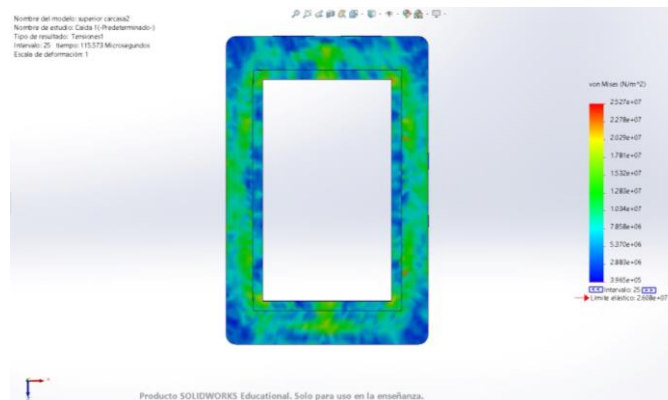


**Ilustración 49 - Análisis estático de carcasa superior, parte externa**

Fuente: Elaboración propia

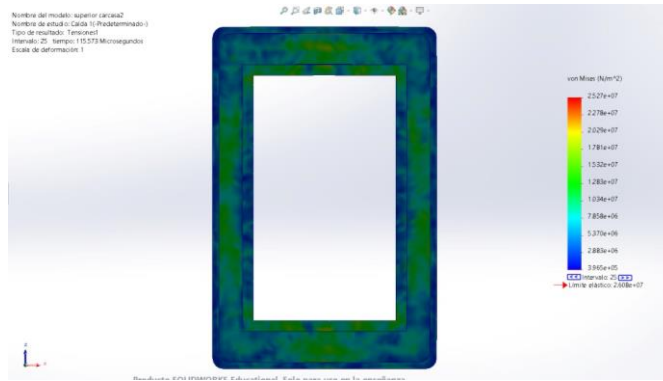
## 2) Caída

La simulación de caída realizada a la carcasa superior evidenció que esta al poseer menos material que la inferior es más susceptible a verse afectada por una caída desde 1.6 metros de altura (Ilustración 50 y 51). Posee partes que se encuentran dentro del límite elástico, sin embargo, aún es resistente, ya que los valores obtenidos se encuentran dentro de un rango aceptable de Von Mises. Cabe destacar que debido a la deducción que la carcasa superior soportaría un peso mayor (incluyendo los componentes y carcasa inferior), una caída mientras se está utilizando supondría un mayor impacto contra el suelo.



**Ilustración 50 - Simulación de caída de carcasa inferior, parte externa**

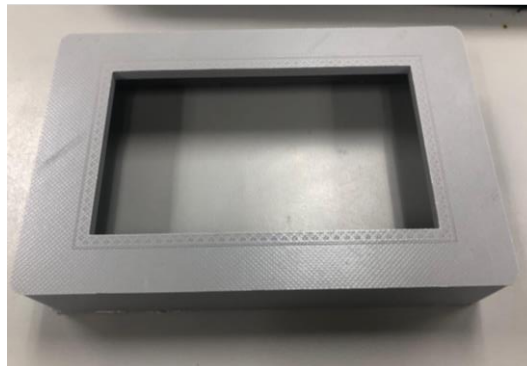
Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 51 - Simulación de caída de carcasa inferior, parte interna**

Fuente: Elaboración propia

Luego de realizar las simulaciones y análisis correspondientes, se procedió a la impresión de la carcasa inferior haciendo uso de una impresora 3D (Ilustración 52 y 53).



**Ilustración 52 - Carcasa superior impresa, parte externa**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 53 - Carcasa superior impresa, parte interna**

Fuente: Elaboración propia

### 5.3.3 SUBSISTEMA DE ALIMENTACIÓN

Para seleccionar las fuentes de alimentación adecuadas para los distintos elementos del prototipo se realizaron una serie de pruebas tomando en consideración el voltaje requerido por cada elemento y el tiempo de autonomía. Luego de las pruebas necesarias se definieron las fuentes de alimentación idóneas para que el prototipo de dispositivo localizador de venas funcione eficazmente (Tabla 15). Se concluyó que la fuente de alimentación más viable es un cable de batería de 5V y 6A.

**Tabla 15 - Fuentes de alimentación**

<b>Componente</b>	<b>Fuente de alimentación</b>	<b>Autonomía</b>
Matriz NIR	Fuente de alimentación 5V 6A	Mientras se encuentre conectado
Raspberry Pi 3B	Fuente de alimentación 5V 6A	Mientras se encuentre conectado
Cámara 5MP	Raspberry Pi	Mientras se encuentre conectado
Pantalla LCD de 5"	Raspberry Pi	Mientras se encuentre conectado

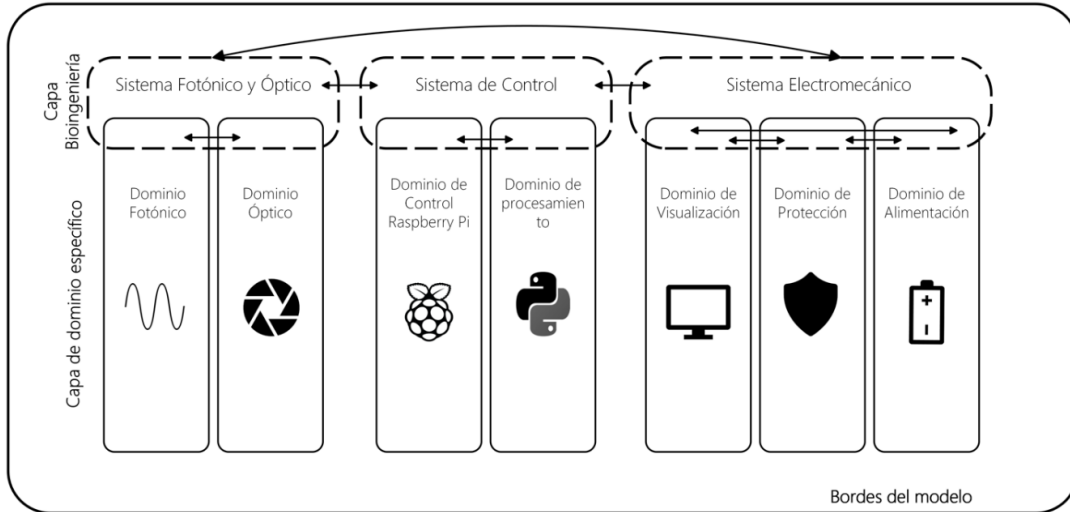
Fuente: Elaboración propia

## 5.4 ANÁLISIS MATEMÁTICO

Para el desarrollo del análisis matemático se hizo uso del modelo jerárquico propuesto por (Hehenberger, 2014). Para una adecuada implementación de esta metodología fue necesario definir los dominios y capas específicas de dominio del prototipo siendo desarrollado. Como resultado de ello, se establecieron tres capas de dominio. La primera, el dominio del «Sistema fotónico y óptico». Este primer dominio incluyó a las capas específicas relativas al funcionamiento de los componentes asociados al principio de NIR y la capa específica del dominio óptico que está relacionado al empleo de una cámara con sus lentes y sensor óptico.

El segundo dominio se estableció como «Sistema de control», dentro del cual se comprendieron las capas específicas de control con Raspberry Pi y el procesamiento con un programa escrito en lenguaje Python. Finalmente, el tercer dominio fue definido como «Sistema Electromecánico» que incluyó las capas específicas de dominio asociadas a visualización, protección física y alimentación de energía (Ilustración 54).

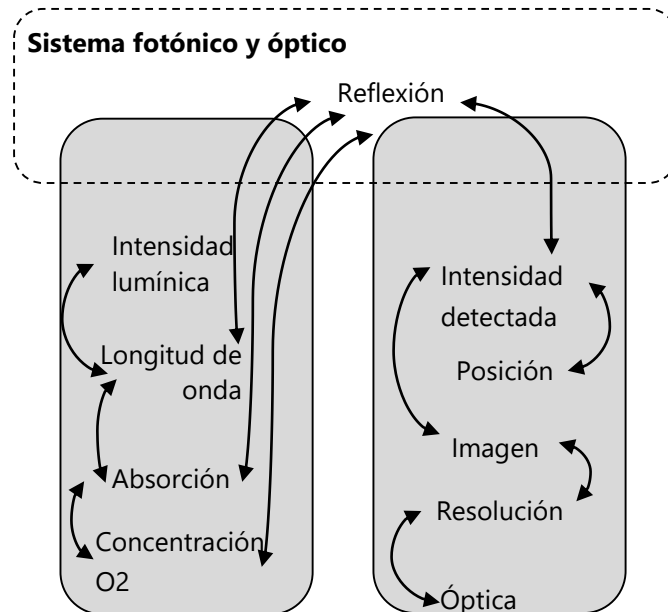




**Ilustración 54 - Dominios del sistema**

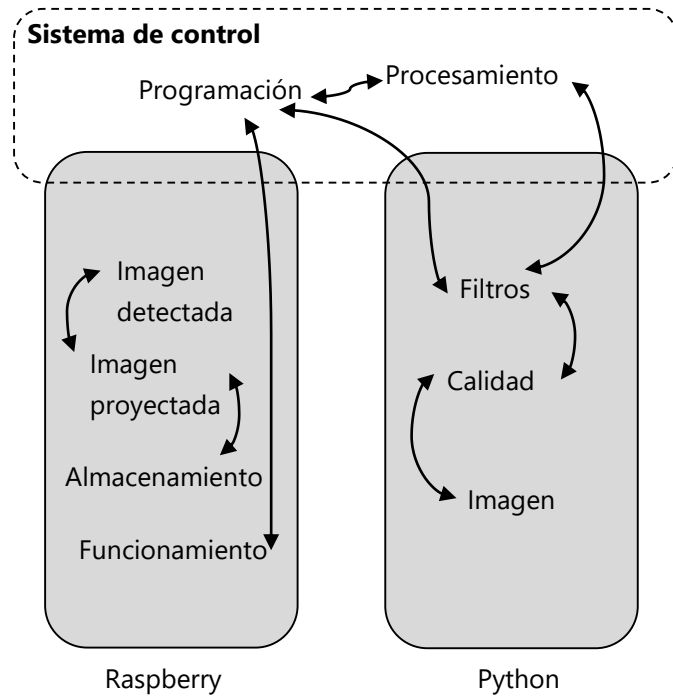
Fuente: Elaboración propia

Posterior a la definición de dominios, fue posible comenzar con la definición y proceso analítico relativo a la interrelación de variables por dominio y los parámetros externos e internos del prototipo. Lo anterior, consideró una segregación por componentes-dominios, diseñada para validar los requerimientos con respecto a las necesidades del usuario y los medios técnicos que permitieron alcanzar una determinada función (Ilustraciones 55, 56 y 57).



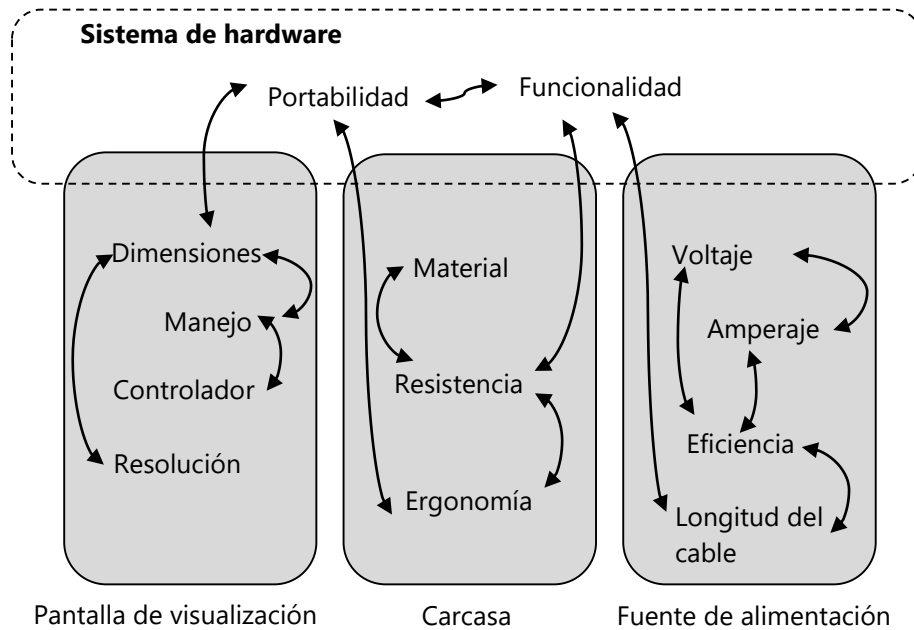
**Ilustración 55 – Interrelación de variables por dominio de Sistema fotónico y óptico**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 56 – Interrelación de variables por dominio de Sistema de control**

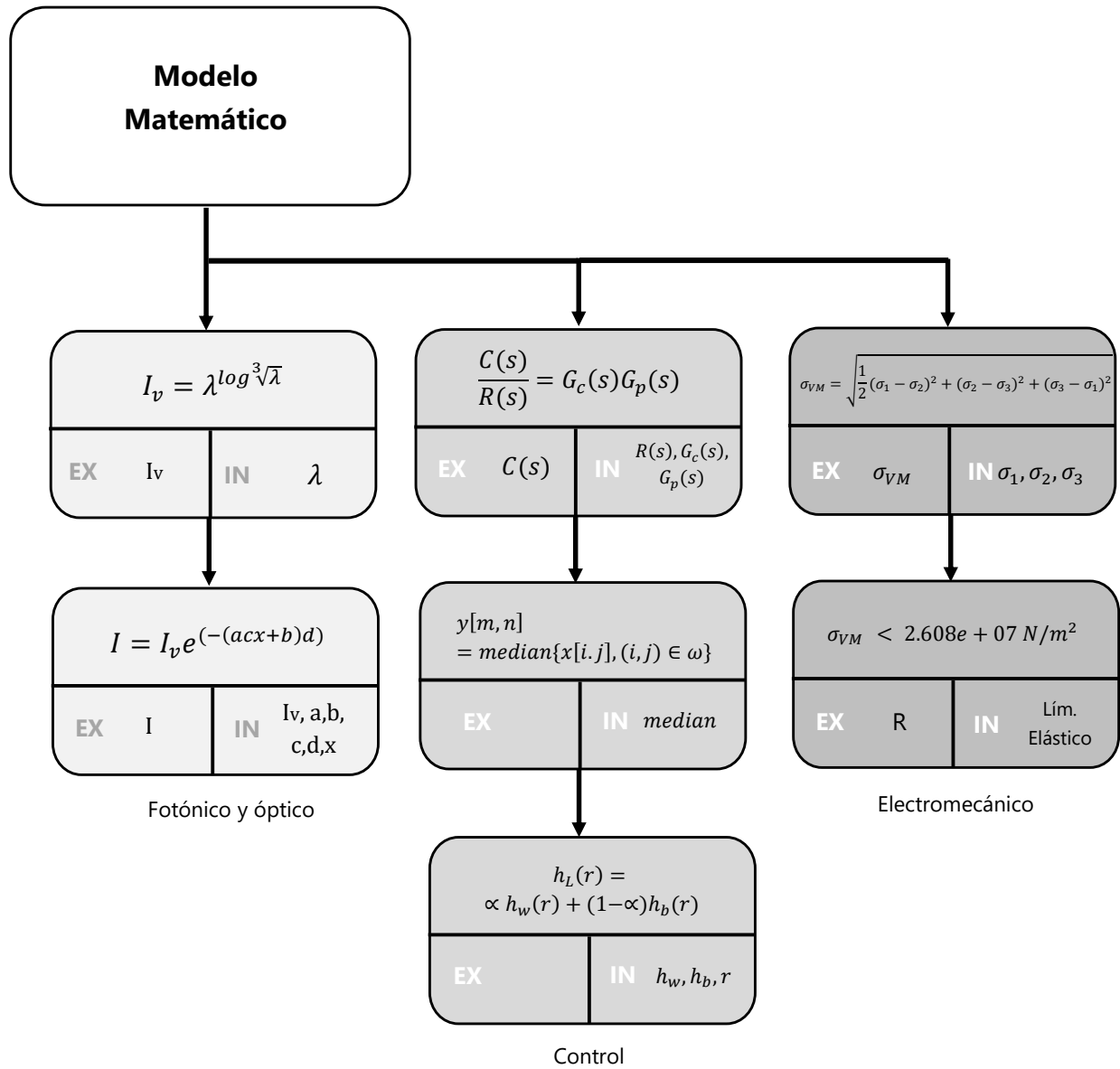
Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 57 – Interrelación de variables por dominio de Sistema Electromecánico**

Fuente: Elaboración propia

Se lograron identificar todas las variables que interactúan con los dominios del prototipo, consecuentemente, se consideró viable la construcción de un modelo analítico de los dominios que se han asociado con los parámetros externos e internos (Ilustración 58).



**Ilustración 58 – Modelo analítico de prototipo de localizador de venas basado en metodología jerárquica propuesta por Hehenberger (2014).**

Fuente: Elaboración propia

Para el sistema fotónico y óptico se detallaron dos ecuaciones de suma relevancia. La primera corresponde al subsistema fotónico y calcula la intensidad luminosa emitida por la matriz de Leds NIR en lm/sr (Ecuación 5).

$$I_v = \lambda \log^3 \sqrt{\lambda}$$

#### **Ecuación 5 - Intensidad Luminosa emitida por la matriz NIR**

Fuente: (Ronny, 2020)

Donde

$I_v$  = Intensidad luminosa

$\lambda$  = Longitud de onda de la fuente

La segunda se asocia directamente a la intensidad de la luz NIR que es reflejada y absorbida por la cámara que representa el subsistema óptico (Ecuación 6).

$$I = I_v e^{-(acx+b)d}$$

#### **Ecuación 6 - Intensidad de la luz NIR reflejada y detectada por la cámara**

Fuente: (Beer Lambert, 1852)

Donde

$I$  = Intensidad de la luz NIR reflejada por los tejidos y detectada por la cámara

$I_v$  = Intensidad luminosa

$a$  = Coeficiente de absorción de la luz NIR por la sangre

$b$  = Coeficiente de absorción de la luz NIR por el tejido humano

$c$  = Concentración de la hemoglobina en la sangre

$d$  = Distancia entre el dispositivo y la piel del paciente

$x$  = Posición de la vena a lo largo del eje de la luz NIR

Para el sistema de control se tomó de referencia un diagrama de bloques de lazo abierto que relaciona la entrada representada por la imagen obtenida por la cámara, el módulo Raspberry Pi y el procesamiento de Python como bloques y la salida es la imagen proyectada en la pantalla LCD (Ecuación 7). Este modelo matemático se reforzó con dos ecuaciones correspondientes al Filtro de mediana (Ecuación 8) y Ecuación de histograma (Ecuación 9), fundamentales en el procesamiento de las imágenes.

$$\frac{C(s)}{R(s)} = G_c(s)G_p(s)$$

**Ecuación 7 - Función de transferencia de sistema de control de lazo abierto**

Fuente: Elaboración propia

Donde

R(s) = Entrada representada por la imagen detectada por la cámara

G<sub>c</sub>(s) = Módulo de control Raspberry Pi

G<sub>p</sub>(s) = Programación para procesamiento de imágenes en Python

C(s) = Salida representada por la imagen proyectada en la pantalla LCD

$$y[m, n] = \text{median}\{x[i, j], (i, j) \in \omega\}$$

**Ecuación 8 - Filtrado de Mediana**

Fuente: (Long et al., 2020)

$$h_L(r) = \alpha h_w(r) + (1-\alpha)h_b(r)$$

**Ecuación 9 - Ecuación de Histograma**

Fuente: (Xiaobin et al., 2013)

Para el sistema de Hardware electrónico se concentró el modelo matemático en el sistema de protección, con este se buscó evaluar la resistencia a las tensiones de la carcasa (Ecuación 3 y 10).

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}$$

### Ecuación 3 - Tensión de Von Mises

Donde  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$  son las tensiones principales.

Fuente: (Von Mises, s/f)

$$\sigma_{VM} < 2.608e + 07 \text{ N/m}^2$$

### Ecuación 10 - Comparación de la tensión de Von Mises con el límite elástico del PLA

Fuente: (Serna et al., 2003)

## 5.5 RESULTADOS ESPECÍFICOS

A continuación, se presentan los resultados específicos del desarrollo del prototipo y su funcionamiento.

### ▪ Integración del Prototipo

Para la integración del prototipo, se ensamblaron ambas carcasas impresas en 3D, situando todos los componentes eléctricos dentro. En la parte frontal, la pantalla (Ilustración 60) se encargó de visualizar la imagen de las venas ya procesada en Python. De igual forma, en la parte trasera la matriz LED permitió tener una mejor visualización de las venas, que facilitó que la cámara pudiera captar una imagen clara de las venas (Ilustración 61).



**Ilustración 59 – Parte frontal del prototipo ensamblado**

Fuente: Elaboración propia

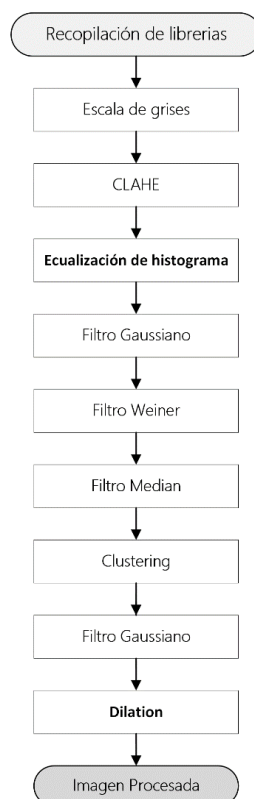


**Ilustración 60 - Parte trasera prototipo ensamblado**

Fuente: Elaboración propia

- **Desarrollo de Algoritmo**

En el ambiente de Google Colab, con Python, se elaboró un algoritmo para el procesamiento de las imágenes, que brinda una imagen procesada de las venas (Ilustración 62).



**Ilustración 61 - Algoritmo de procesamiento de imágenes**

Fuente: Elaboración propia

Como primer paso, se realizó la descarga de las librerías (Ilustración 63), que permitió ejecutar los códigos.

```
from google.colab import files #Guardamos el archivo que se sube en uploaded
import numpy as np #libreria para hacer operaciones con matrices, llamar libreria como np
from cv2 import imread #para leer la imagen
from google.colab.patches import cv2_imshow #desplegar la imagen
import matplotlib.pyplot as plt #para realizar graficas
import cv2
import cv2 as cv
```

### Ilustración 62 - Descarga de librerías

Fuente: Elaboración propia

Para llevar a cabo el procesado, se convirtió la imagen a escala de grises con el comando `cv2.cvtColor` (Ilustración 64), ya que los filtros requerían ese formato de imagen para procesarla. Luego de esto, se mejoró el contraste de la imagen mediante la aplicación de CLAHE (Ilustración 65) y ecualización de histograma (Ilustración 66), que resaltaron los detalles de los píxeles de las imágenes. Es fundamental mejorar el contraste, ya que este permite que la diferencia entre las partes claras y oscuras sea más notoria, visualizando así una imagen más nítida.

```
# Leer la imagen
image = cv2.imread('venas.jpg')

# Convertir la imagen a blanco y negro
imgbn = cv2.cvtColor(image, cv2.COLOR_BGR2GRAY)

# Mostrar la imagen en blanco y negro
cv2_imshow(imgbn)
```

### Ilustración 63- Convertir imagen a escala de grises

Fuente: Elaboración propia

```
clahe = cv2.createCLAHE(clipLimit =2.0, tileGridSize=(8,8))
cl_img = clahe.apply(imgbn)
cv2_imshow(cl_img)
```

### Ilustración 64 - Aplicación de CLAHE para mejorar contraste

Fuente: Elaboración propia



```
# Apply histogram equalization
img_ecualizada = cv2.equalizeHist(cl_img)

# Display the result
cv2_imshow(img_ecualizada)
```

### Ilustración 65 - Ecualización de histograma

Fuente: Elaboración propia

Al mejorar el contraste y detalles de la imagen, se procedió a la primera etapa de filtrado, haciendo uso de filtro Gaussiano (Ilustración 67), filtro Wiener (Ilustración 68) y filtro Median (Ilustración 69), estos filtros hicieron uso de métodos de matriz, comparación de píxeles, y obtención de la mediana de píxeles para eliminar el ruido y suavizar los bordes.

```
#Aplicación de filtro gaussiano
filtered_img = cv2.GaussianBlur(img_ecualizada, (3,3), 0)

# Display the original and filtered images
cv2_imshow(filtered_img)
```

### Ilustración 66 - Filtro Gaussiano para suavizar imagen

Fuente: Elaboración propia

```
img_filtered = cv2.fastNlMeansDenoising(filtered_img, None, 10, 7, 21)

cv2_imshow(img_filtered)
```

### Ilustración 67 - Filtro Wiener para eliminar ruido

Fuente: Elaboración propia

```
figure_size = 9
image_median = cv2.medianBlur(img_filtered, figure_size)
cv2_imshow(image_median)
```

### Ilustración 68 - Filtro Median para disminuir ruido y bordes

Fuente: Elaboración propia

La aplicación de la primera etapa de filtrado disminuyó el ruido, pero causó que se perdiera información, por lo que fue necesario añadir Clustering (Ilustración 70). Con dicho filtro, los detalles eran más visibles. Se procedió a recortar la imagen para visualizar únicamente la visualización de venas (Ilustración 71).

```
# Convert image to RGB color space
img = cv2.cvtColor(image_median, cv2.COLOR_BGR2RGB)

# Reshape image to a 2D array of pixels
pixel_values = img.reshape((-1, 3))

# Define the number of clusters to be formed
k = 40

# Cluster the pixel values using KMeans
kmeans = KMeans(n_clusters=k)
kmeans.fit(pixel_values)

# Replace each pixel value with its corresponding cluster center value
compressed_image = kmeans.cluster_centers_[kmeans.labels_]

# Reshape the compressed image back to its original shape
compressed_image = compressed_image.reshape(img.shape)

# Display the compressed image
cv2.imshow(compressed_image)
```

**Ilustración 69- Clustering para resaltar detalles de la imagen**

Fuente: Elaboración propia

```
# Definir las coordenadas del ROI
x = 500
y = 100
width = 1300
height = 800

# Seleccionar el ROI de la imagen
roi = compressed_image[y:y+height, x:x+width]

# Mostrar el ROI
cv2.imshow(roi)
```

**Ilustración 70 - Aplicación de ROI para recortar la imagen**

Fuente: Elaboración propia

Para la segunda etapa de filtrado, se añadió un filtro Gaussiano para suavizar la imagen obtenida por el ROI (Imagen 72), y finalmente se concluyó con un filtro dilation, para dilatar la imagen resultante (Imagen 73).

```
# Apply Gaussian blur with kernel size 5x5 and sigma value 0
blurred_img3 = cv2.GaussianBlur(blurred_img2, (5, 5), 0)

cv2_imshow(blurred_img3)
```

**Ilustración 71 - Filtro Gaussiano para suavizar la imagen recortada**

Fuente: Elaboración propia

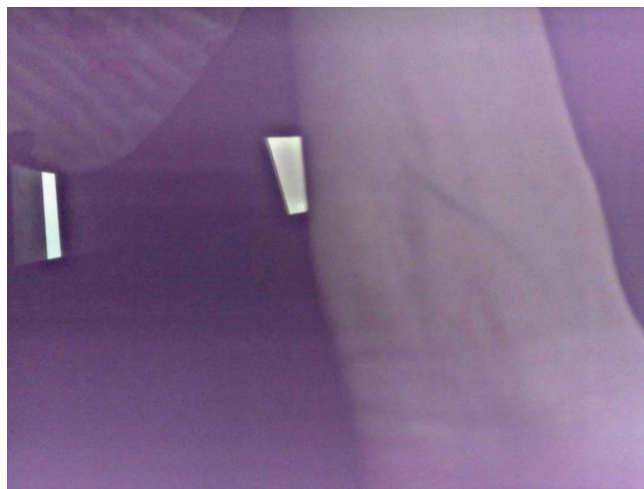
```
kernel = np.ones((5,5),np.uint8)
dilation = cv2.dilate(blurred_img2, kernel, iterations = 1)
cv2_imshow(dilation)
```

**Ilustración 72 - Aplicación de dilation para dilatar la imagen**

Fuente: Elaboración propia

- **Pruebas de funcionamiento**

Una vez culminado el montaje del prototipo, se comprobó su funcionamiento. La primera prueba de funcionamiento fue realizada en paciente femenina, tez blanca, de 21 años. Primeramente, se obtuvo la imagen captada por la cámara (Ilustración 74), reflejada por la matriz LED para obtener una imagen mejorada. Dicha imagen fue enviada a Python para procesar.

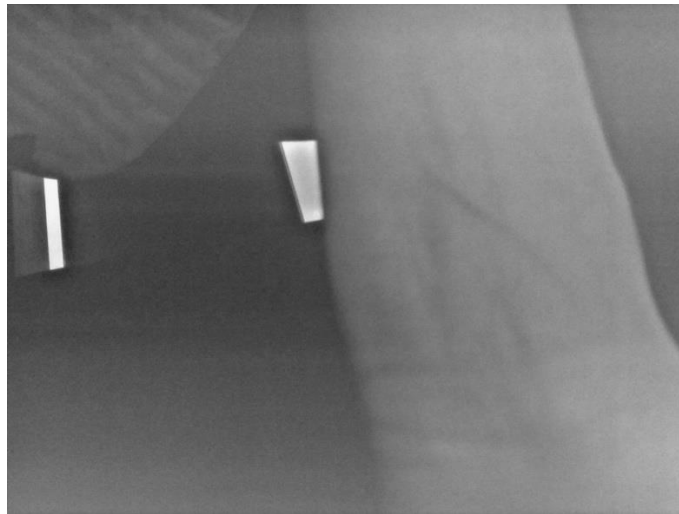


**Ilustración 73- Imagen original captada por la cámara**

Fuente: Elaboración propia

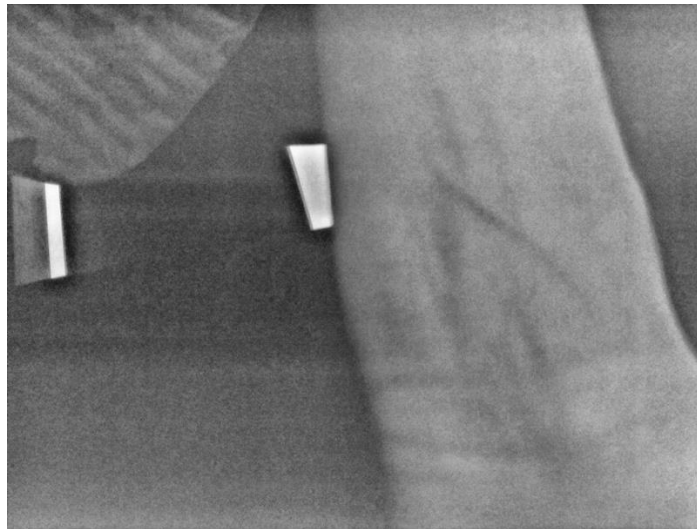
Cuando la imagen original se cargó en Python, el algoritmo de procesamiento inició, primeramente, se convirtió la imagen original a escala de grises (Ilustración 74). Esto facilitó la mejora de contraste en la imagen.

Al convertir la imagen a escala de grises, se observó que la intensidad de las venas disminuyó, por lo que se hizo uso de un filtro CLAHE (Ilustración 75), para aumentar el contraste y recuperar intensidad en las venas.



**Ilustración 74 - Imagen en escala de grises**

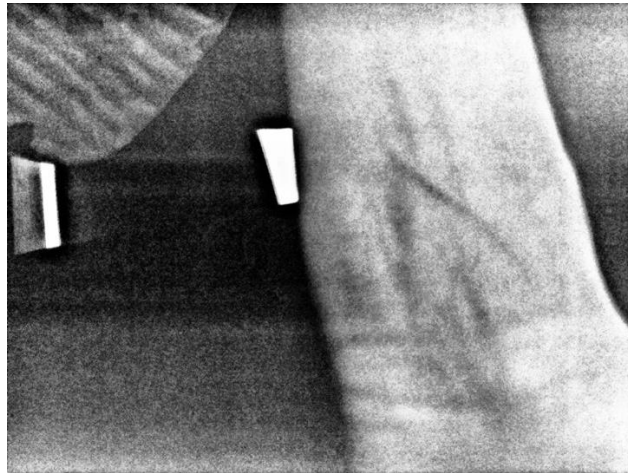
Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 75 - Imagen con filtro CLAHE**

Fuente: Elaboración propia

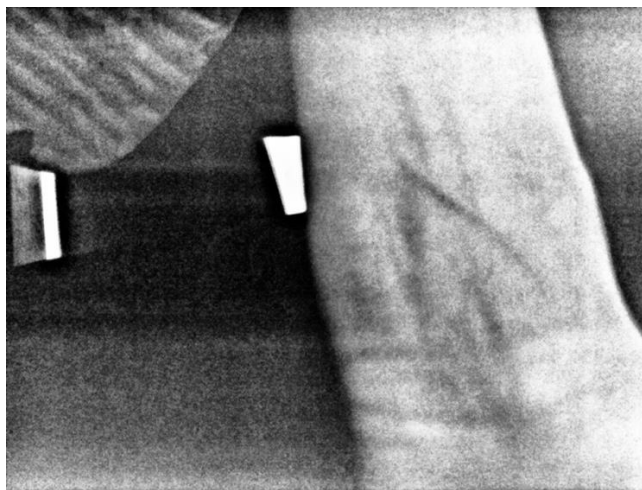
El filtro CLAHE mejoró la visualización de las venas, pero se observó que la imagen contenía información pertinente todavía, por lo que se aplicó ecualización de histograma a la imagen (Ilustración 77). Dicho filtro logró recuperar objetos pertinentes de la imagen y la intensidad de las venas.



**Ilustración 76- Ecualización de histograma**

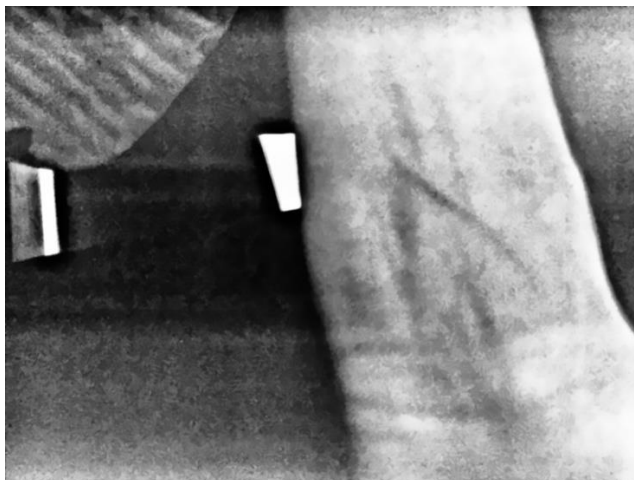
Fuente: Elaboración propia

La imagen que se obtuvo con la ecualización de histograma mejoró significativamente la visualización, pero contenía demasiado ruido, por lo que se aplicó un filtro Gaussiano (Ilustración 78), filtro Wiener (Ilustración 79), y filtro Median (Ilustración 80).



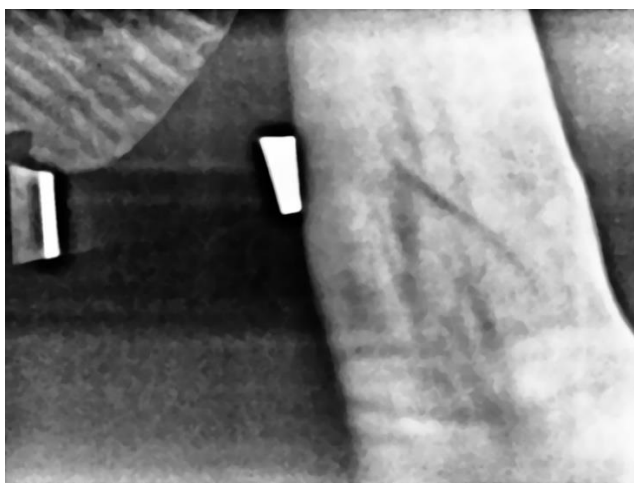
**Ilustración 77 - Filtro Gaussiano**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 78 - Filtro Wiener**

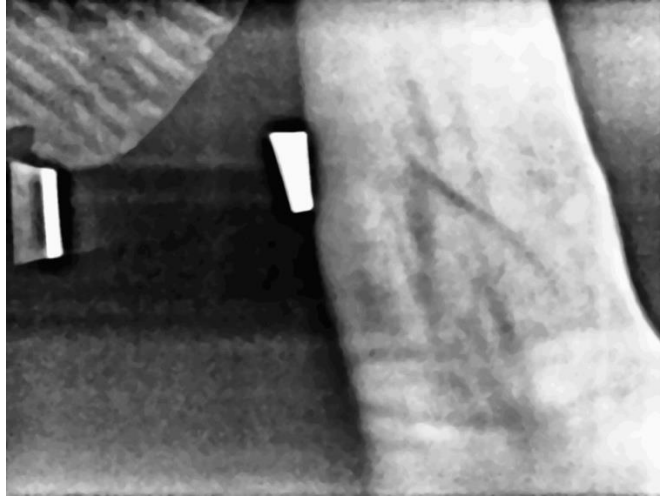
Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 79 - Filtro Median**

Fuente: Elaboración propia

La aplicación de filtros suavizó la imagen, pero se disminuyó la información que contenía. Para recuperar dicha información, se hizo aplicación de clusters, la cual es una técnica para segmentar la imagen, encargada de agrupar los píxeles según sus similitudes (Ilustración 81).



**Ilustración 80 - Aplicación de clusters**

Fuente: Elaboración propia

La imagen con aplicación de clustering recuperó información. Se mejoró la visualización de dicha imagen al aplicar un filtro ROI (Ilustración 82). Dicho filtro se encargó de cortar la imagen según la coordenada indicada, para así visualizar a detalle las venas.



**Ilustración 81 - Aplicación de ROI**

Fuente: Elaboración propia

La imagen obtenida aún requería procesado para eliminar el ruido, por lo que, se realizó otra etapa de filtrado, haciendo uso nuevamente del filtro Gaussiano (Ilustración 83) para limpiar la imagen.

Finalmente, se obtuvo la imagen final, a la que se le aplicó un filtro dilation para resaltar los bordes de las venas (Ilustración 84).



**Ilustración 82- Filtro Gaussiano**

Fuente: Elaboración propia



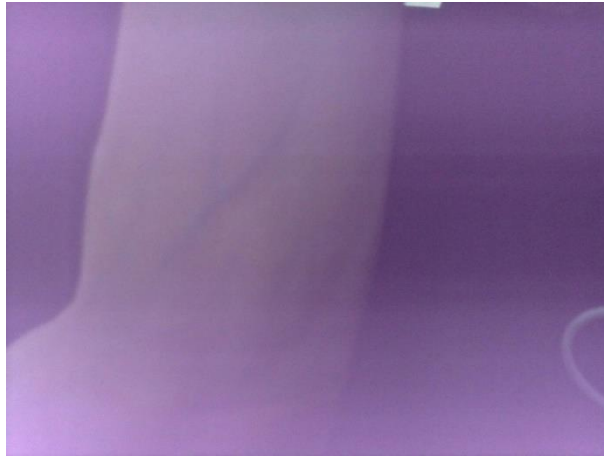
**Ilustración 83 - Filtro Dilation**

Fuente: Elaboración propia

Para probar el funcionamiento del dispositivo, se realizaron dos pruebas más. Se realizó una toma de imagen a un paciente masculino, de tez blanca, con 11 años (Ilustración 85). De igual

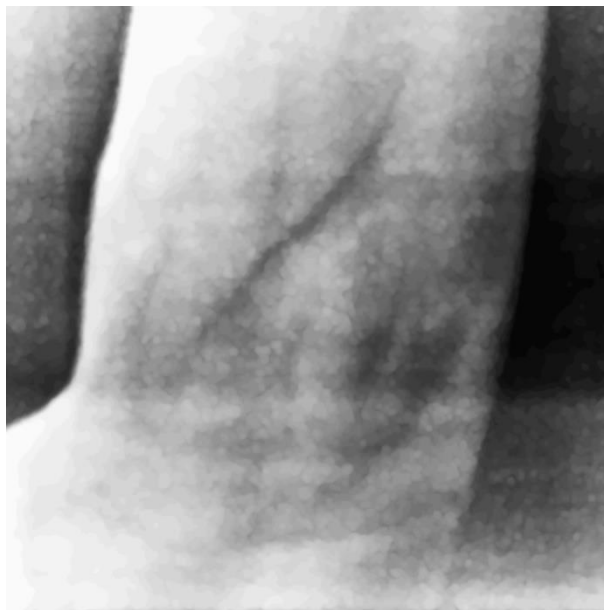


forma, se realizó una toma a paciente femenina, tez blanca, de 15 años (Ilustración 86). Ambas imágenes fueron procesadas en el algoritmo de Python, dando como resultado imágenes procesadas con una visualización de las venas más clara (Ilustración 87, 88).



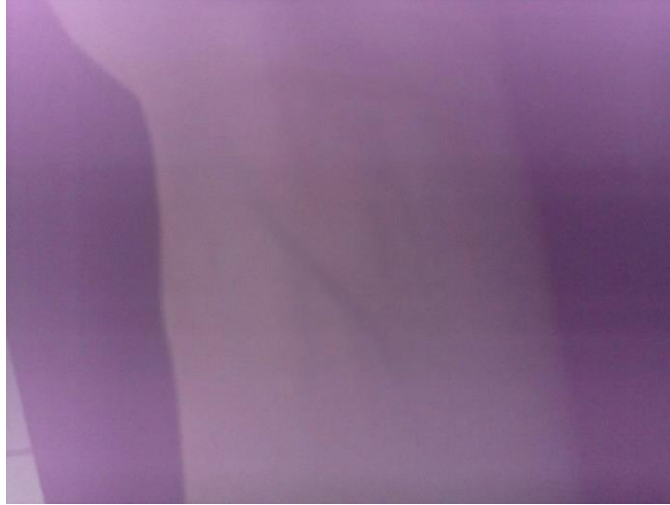
**Ilustración 84 - Toma de imagen original de paciente de 11 años**

Fuente: Elaboración propia



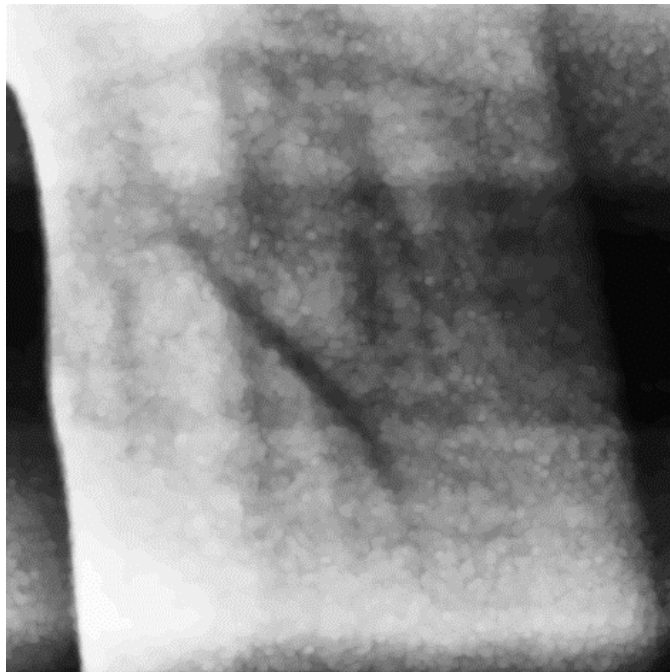
**Ilustración 85 - Imagen procesada de paciente de 11 años**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 86 - Toma de imagen original de paciente de 15 años**

Fuente: Elaboración propia



**Ilustración 87 - Imagen procesada de paciente de 15 años**

Fuente: Elaboración propia

## 5.6 RESULTADOS DE COSTOS

Los costos de todos los componentes del prototipo de dispositivos localizador de venas se detallan a continuación en lempiras hondureños (Tabla 16).

**Tabla 16 - Detalle de Costos**

Sistema	Componente	Cantidad	Precio Unitario (HNL)	Costo (HNL)
Fotónico y Óptico	Cámara 5MP	1	569.00	569.00
	Diodo LED IR 5mm de 940nm	44	9.00	396.00
	Resistencias varias	5	4.00	20.00
	Bornerade doble fila 12 posiciones	1	50.00	50.00
	Cable de 15 pines para cámara Raspberry Pi	1	100.00	100.00
	Cable micro-USB a USB	1	40.00	40.00
	Baquelita	1	35.00	35.00
	Impresión CNC	1	500.00	500.00
	Estaño	1	30.00	30.00
Control	Raspberry Pi 3B	1	1900.00	1900.00
	Micro SD 32GB	1	250.00	250.00
Electromecánico	Pantalla Táctil LCD HDMI 5" para Raspberry Pi3	1	1760.00	1760.00
	Impresión de la Carcasa en 3D	1	500.00	500.00
	Fuente de energía 5V 6A	1	570.00	570.00
			<b>Total</b>	<b>6,720.00</b>

Fuente: Elaboración propia

Tomando en consideración el cambio del dólar en la fecha 10 de marzo de 2023 (1 dólar = 24.54 lempiras), se calculó que el valor del prototipo sería de \$273.84, estando muy por

debajo del precio de los dispositivos localizadores de venas de luz reflectiva disponibles en el mercado actual.

## VI. CONCLUSIONES

- 1) Se ha desarrollado un prototipo de dispositivo localizador de venas utilizando luz infrarroja cercana y principios de reflexión de luz. El dispositivo emite luz que es absorbida por los tejidos y reflejada por la sangre en las venas, lo que permite su identificación precisa. La información recogida es procesada y genera una imagen de las venas. Este dispositivo resalta el contorno de las venas, intensificando su color en escala de grises, permitiendo así una mejor visualización de estas. El avance tecnológico ofrece una alternativa segura, rápida y precisa a los métodos tradicionales. Puede mejorar la calidad de vida de los pacientes con venas difíciles de encontrar.
- 2) Con respecto al análisis del principio de funcionamiento de los dispositivos localizadores de venas disponibles en el mercado actual, se concluyó que los principios más eficientes son transiluminación y luz reflectiva combinada con tecnología NIR. La transiluminación consiste en colocar una fuente de luz lo suficientemente fuerte para traspasar los tejidos de baja densidad, sin embargo, presenta limitaciones al momento de tratar pacientes adultos. Por otro lado, la técnica de luz reflectiva combinada con tecnología NIR presume de ser más eficiente al utilizar una cámara que capta la luz NIR reflejada y generar una imagen en tiempo real con alta precisión.
- 3) Luego de una amplia investigación bibliográfica sobre el espectro infrarrojo cercano se determinó que las venas al contener sangre rica en hemoglobina desoxigenada absorben casi por completo la luz en longitudes de 740 nm a 960 nm a una distancia aproximada de 5 mm bajo la piel. No obstante, en el resto de los tejidos estas longitudes de onda son refractadas. Como resultado, la absorción y la refracción contribuyen a la creación de una imagen mediante la cámara, donde las venas son representadas oscuras por la falta de iluminación y el resto de los tejidos son representados en tonos claros.
- 4) Se logró emplear procesamiento de imágenes médicas al desarrollar un algoritmo para mejorar la calidad de la imagen haciendo uso de programación en lenguaje Python. Para el desarrollo de este, se analizaron diferentes filtros y se seleccionaron los de mayor aporte.

Entre los filtros funcionales aplicados se destacan cvtColor, CLAHE, ecualización de histograma, Gaussian Blur, Median Blur y Clusters. Todos estos aplicados bajo un correcto orden permitieron procesar la imagen para facilitar la visualización de las venas.

- 5) Con el objetivo de diseñar un prototipo de dispositivo funcional y de bajo costo se hizo una selección exhaustiva de los componentes electrónicos a utilizar. Como componente principal se determinó el uso de un Raspberry Pi 3B que es un módulo de bajo costo que funciona como una computadora de tamaño compacto y es capaz de controlar todo el funcionamiento del dispositivo. Para el resto de los sistemas se seleccionaron otros componentes compatibles con Raspberry Pi, facilitando la interconexión de estos.
- 6) Para garantizar una construcción adecuada y duradera del dispositivo, se realizaron simulaciones del límite elástico y simulación de caída de la carcasa. Concluyendo así, que la selección del material PLA, y el diseño, fueron los apropiados para asegurar los componentes internos del prototipo.

## **VII. RECOMENDACIONES**

- 1) Implementar el uso de un proyector DLP, para facilitar la venopunción al observar las venas sobre la piel en tiempo real.
- 2) Establecer fuentes de alimentación internas compactas que disminuyan el peso del prototipo y faciliten su portabilidad.
- 3) Realizar pruebas de funcionamiento en pacientes con diferentes condiciones físicas como ser masa corporal, índice de grasa, tez, edad, entre otros.
- 4) Desarrollar un algoritmo de calibración de la luz ambiental, garantizando que esta no influya sobre la iluminación captada por la cámara.

## **VIII. APLICABILIDAD**

El prototipo en su versión final y cumpliendo una serie de pruebas puede ser utilizado en los siguientes ámbitos:

- 1) **Ámbito Hospitalario**, para la localización de venas para procedimientos intravenosos y de venopunción.
- 2) **Laboratorios Clínicos**, para facilitar y optimizar el proceso de venopunción en pacientes que requieran de análisis hematológicos.
- 3) **Bancos de sangre**, para facilitar la localización de venas en donadores de sangre.
- 4) **Docencia de carreras del área de la salud**, para el estudio de la anatomía del sistema venoso.



#### **IV. TRABAJO FUTURO**

El presente proyecto de investigación puede ser continuado por otro equipo de investigadores a los cuales se les sugeriría incursionar con mayor rigurosidad técnica en aspectos relacionados a condiciones físicas y fisiológicas de los pacientes, como ser tez, masa corporal, índice de grasa, edad, entre otros. Esto con el objetivo de crear algoritmos que permitan aumentar la eficacia de la imagen diagnóstica. Asimismo, se pueden incorporar todas las mejoras planteadas en las recomendaciones para estudiar la mejora en la eficacia de la visualización de las venas en procedimientos de venopunción.

## X. CONCORDANCIA DE LOS SEGMENTOS DE LA TESIS CON LA INVESTIGACIÓN

La matriz de concordancia de la tesis presenta de forma sintetizada todos los elementos fundamentales explicador a lo largo de la investigación, con motivo de situar los puntos más relevantes a estudiar en cada capítulo. Se muestra la matriz de concordancia de la introducción y planteamiento del problema (Tabla 17).

**Tabla 17 – Concordancia de Capítulo I y II**

Capítulo I		Capítulo II		
Título de Investigación	Introducción	Planteamiento del problema		
Desarrollo de prototipo de dispositivo localizador de venas bajo el principio de ventana infrarroja cercana	Se propone el diseño y creación de un dispositivo localizador de venas de bajo costo que utiliza la técnica NIR para visualizar el sistema venoso. El objetivo es mejorar el proceso de venopunción y procedimientos intravenosos, así como reducir las complicaciones para el paciente. Además, se presentan el modelo matemático del dispositivo, las pruebas de funcionamiento y desempeño, y se ofrecen conclusiones y	<b>Problema de Investigación</b>	<b>Pregunta de Investigación General</b>	<b>Objetivo General</b>
		La venopunción es un procedimiento común en la atención médica, y es necesaria para la obtención de muestras de sangre y para la administración de medicamentos y fluidos intravenosos. Sin embargo, la localización de venas viables puede resultar difícil en algunos pacientes, especialmente en aquellos que tienen venas difíciles de localizar. Además, el proceso de venopunción tradicional por palpación depende en gran medida de la habilidad y experiencia del personal de salud, lo que aumenta la posibilidad de complicaciones y lesiones tanto para el paciente como para el personal. Por lo que, una	¿Cómo desarrollar un prototipo de dispositivo localizador de venas para facilitar los procesos de venopunción y procedimientos intravenosos?	Desarrollar un prototipo de Dispositivo localizador de venas funcional que facilite la realización de procedimientos intravenosos y de venopunción.
			<b>Preguntas de Investigación Específicas</b>	<b>Objetivos Específicos</b>
			¿Cuál de los principios de funcionamiento utilizados por los localizadores de venas actuales es más eficiente y seguro?	Analizar el principio de funcionamiento de los dispositivos localizadores de venas disponibles en el mercado actual.

recomendaciones para futuros proyectos.	herramienta tecnológica de apoyo es necesaria para mitigar los riesgos e incomodidades del paciente.	<p>¿Cuál es el rango y relación del espectro infrarrojo para visualizar las venas del paciente que faciliten la localización?</p> <p>¿Cómo se puede mejorar la calidad y la precisión de las imágenes obtenidas mediante el uso de procesamiento de imágenes médicas?</p> <p>¿Qué componentes y herramientas son necesarias para crear un dispositivo localizador de venas de bajo costo?</p>	<p>Estudiar el espectro infrarrojo cercano y su relación en la visualización del sistema venoso.</p> <p>Emplear procesamiento de imágenes médicas para mejorar la calidad de imágenes obtenidas.</p> <p>Definir los componentes y herramientas necesarias para crear un dispositivo localizador de venas funcional.</p>
---	--	---	---

Fuente: Elaboración propia

El estado del arte presenta una recopilación de información y datos fundamentales. Se sintetizó la información relevante estudiada por otros investigadores, que permitió conocer las distintas metodologías aplicadas en tecnología similar (Tabla 18).

**Tabla 18- Concordancia de Capítulo III**

<b>Capítulo III</b>			
<b>Análisis Situación Actual</b>	<b>Conceptualización</b>	<b>Teorías de Sustento</b>	<b>Marco Legal</b>
<p><b>Macroentorno</b></p> <p>Se detalla la problemática y situación actual para localizar las venas. También, detallando las posibles complicaciones de esta problemática, y las tecnologías disponibles para mitigarla.</p>	<p>Para comprender la problemática y los factores influyentes, tanto los que aportan como los que afectan, es necesario conocer los fundamentos de la temática, como ser el ámbito anatómico, elementos utilizados en la actualidad para realizar los procedimientos, los tipos de procedimientos intravenosos y de venopunción</p>	<p>Para la elaboración del estudio, fue necesario expandir el conocimiento en áreas como la fotónica biomédica, transporte de luz en los tejidos, ventana diagnóstica y terapéutica, espectro NIR, procesamiento de imágenes.</p> <p>También, se analizaron estudios realizados por otros investigadores, para conocer las distintas metodologías aplicadas a dichos proyectos.</p>	<p><b>Legislación Internacional</b></p> <p>Se presentan las leyes pertinentes para el desarrollo y aprobación de dispositivos médicos en distintos países, como Estados Unidos y Brasil</p>
<p><b>Microentorno</b></p> <p>Se presenta la realidad del sistema de salud hondureño, y la influencia del financiamiento en la adquisición de esta tecnología</p>			<p><b>Legislación Nacional</b></p> <p>Se presentan las leyes requeridas en la República de Honduras, para la adquisición de un permiso de operación del dispositivo médico en territorio nacional.</p>

Fuente: Elaboración propia

La aplicación de la metodología fue fundamental para respaldar la planificación y abordaje metodológico científico de la investigación. Se disponen de los métodos más relevantes utilizados en el desarrollo del proyecto (Tabla 19).

**Tabla 19 Concordancia del Capítulo IV y V**

<b>Enfoque</b>	<b>Capítulo IV</b>		<b>Capítulo V</b>
	<b>Variables de Investigación</b>	<b>Metodología de Estudio</b>	<b>Resultados y Análisis</b>
El presente proyecto cuenta con un enfoque mixto. El tipo de diseño seleccionado fue el experimental, con un alcance exploratorio. Finalmente, se definió la muestra como no probabilística.	<b>Variable Dependiente</b>	La metodología utilizada fue la metodología en V. Se dividieron los sistemas en sistema óptico y fotónico, sistema de control y sistema electromecánico.	Para el sistema óptico y fotónico se realizó la matriz LED en proteus, para la impresión de la placa y soldadura de los componentes.
	<b>Variables Independientes</b>	<b>Metodología de Validación</b>	Se realizaron las conexiones pertinentes de la Raspberry Pi con los demás componentes compatibles, para asegurar el funcionamiento del módulo de control.
	Prototipo de dispositivo localizador de venas	Para validar, se hizo uso de simulaciones Monte-Carlo, funcionamiento de la luz, resistencia de la carcasa. También, se hizo uso del modelo jerárquico propuesto por Hehenberger.	La imagen captada fue procesada por el algoritmo realizado en Python, dando como resultado una imagen procesada con mejoras en el contraste.
	Longitud de onda de la fuente de luz.		
	Procesamiento de imágenes.		
	Componentes electrónicos utilizados.		

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, para demostrar los fundamentos más importantes de las conclusiones, recomendaciones, aplicabilidad y trabajo futuro, se presenta de forma sintetizada la información pertinente (Tabla 20).

**Tabla 20 - Concordancia del Capítulo VI, VII, VIII, IV**

<b>Capítulo VI</b>	<b>Capítulo VII</b>	<b>Capítulo VIII</b>	<b>Capítulo IV</b>
<b>Conclusiones</b>	<b>Recomendaciones</b>	<b>Aplicabilidad</b>	<b>Trabajo Futuro</b>
<p>Conclusiones</p> <p>Con respecto al análisis del principio de funcionamiento de los dispositivos localizadores de venas disponibles en el mercado actual, se concluyó que los principios más eficientes son transiluminación y luz reflectiva combinada con tecnología NIR.</p> <p>Se determinó que las venas al contener sangre rica en hemoglobina desoxigenada absorben casi por completo la luz en longitudes de 740 nm a 960 nm a una distancia aproximada de 5 mm bajo la piel.</p> <p>Se realizó una selección exhaustiva de los componentes electrónicos a utilizar. Como componente principal se determinó el uso de un Raspberry Pi 3B, para el resto de los sistemas se seleccionaron componentes compatibles con RB facilitando la interconexión de estos.</p> <p>Se logró emplear procesamiento de imágenes médicas al desarrollar un algoritmo para mejorar la calidad de la imagen haciendo uso de programación</p>	<p>Implementar el uso de un proyector DLP, para facilitar la venopunción al observar las venas sobre la piel en tiempo real.</p> <p>Establecer fuentes de alimentación internas compactas que disminuyan el peso del prototipo y faciliten su portabilidad.</p> <p>Realizar pruebas de funcionamiento en pacientes con diferentes condiciones físicas como ser masa corporal, índice de grasa, tez, edad, entre otros.</p> <p>Desarrollar un algoritmo de calibración de la luz ambiental, garantizando que esta no influya sobre la iluminación captada por la cámara.</p>	<p>El prototipo en su versión final y cumpliendo una serie de pruebas puede ser utilizado en los siguientes ámbitos:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Ámbito Hospitalario</li> <li>2) Laboratorios Clínicos</li> <li>3) Bancos de sangre</li> <li>4) Docencia de carreras del área de la salud</li> </ol>	<p>El presente proyecto de investigación puede ser continuado por otro equipo de investigadores a los cuales se les sugeriría incursionar con mayor rigurosidad técnica en aspectos relacionados a condiciones físicas y fisiológicas de los pacientes, como ser tez, masa corporal, índice de grasa, edad, entre otros. Esto con el objetivo de crear algoritmos que permitan aumentar la eficacia de la imagen diagnóstica. Asimismo, se pueden incorporar todas las mejoras planteadas en las recomendaciones para estudiar la mejora en la eficacia de la visualización de las venas en procedimientos de venopunción.</p>

---

en lenguaje Python. Para el desarrollo de este, se analizaron diferentes filtros y se seleccionaron los de mayor aporte. Entre los filtros funcionales aplicados se destacan cvtColor, CLAHE, ecualización de histograma, Gaussian Blur, Median Blur y Clusters.

---

Fuente: Elaboración propia

## BIBLIOGRAFÍA

- Adam, J. O. (2016). *Fabricación digital: Introducción al modelado e impresión 3D*. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.
- Alcaraz de la Osa, R., Iparragirre, I., Ortiz, D., & Saiz, J. M. (2020). The extended Kubelka–Munk theory and its application to spectroscopy. *ChemTexts*, 6(1), 2.  
<https://doi.org/10.1007/s40828-019-0097-0>
- Alexandrou, E., Ray-Barruel, G., Carr, P. J., Frost, S. A., Inwood, S., Higgins, N., Lin, F., Alberto, L., Mermel, L., Rickard, C. M., & OMG Study Group. (2018). Use of Short Peripheral Intravenous Catheters: Characteristics, Management, and Outcomes Worldwide. *Journal of Hospital Medicine*, 13(5). <https://doi.org/10.12788/jhm.3039>
- Ayoub, Y., Serhal, S., Farhat, B., Ali, A., Amatoury, J., Nasser, H., & Ali, M. A. (2018). Diagnostic Superficial Vein Scanner. *2018 International Conference on Computer and Applications (ICCA)*, 321–325. <https://doi.org/10.1109/COMAPP.2018.8460229>
- Bahit, E. (2020). *Python para Principiantes: Edición 2020*. EBRC Publisher.
- Bazzano, G., Galazzi, A., Giusti, G. D., Panigada, M., & Laquintana, D. (2021). The Order of Draw during Blood Collection: A Systematic Literature Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(4), 1568.  
<https://doi.org/10.3390/ijerph18041568>
- Bretesche, B. de L. (2000). *La méthode APTE: Analyse de la valeur, analyse fonctionnelle*. Éditions Pétrelle.



- Caballero-Julián, F. G., Morales-Hernández, M., Silva-Cruz, E. M., & Caballero-Cantarell, D. G. (2020). Raspberry Pi, conectividad y programación mediante puertos GPIO. *Revista de Ingeniería Innovativa*, 1–13. <https://doi.org/10.35429/JOIE.2020.14.4.1.13>
- C&D Tecnología. (2022a). *Cámara 5MP para Raspberry Pi Zero/ Pi Zero W/ 3B/ 3B+/ 2B*. Circuitos y Desarrollo en Tecnología - C&D Tecnología. <https://cdtecnologia.net/raspberry-pi/1743-camara-5mp-para-raspberry-pi-zero-pi-zero-w-3b-3b-2b-0001743.html>
- C&D Tecnología. (2022b). *Diodo LED infrarrojo 5mm de 940nm Emisor o Receptor (5 unidades) Tipo Diodo Infrarrojo Emisor 5mm*. Circuitos y Desarrollo en Tecnología - C&D Tecnología. <https://cdtecnologia.net/diodos/1036-1599-diodo-led-infrarrojo-5mm-de-940nm-emisor-o-receptor-5-unidades-0001036.html>
- C&D Tecnología. (2022c). *Pantalla Tactil LCD HDMI 5" para Raspberry Pi3*. Circuitos y Desarrollo en Tecnología - C&D Tecnología. <https://cdtecnologia.net/pantallas/10-pantalla-tactil-lcd-hdmi-5-para-raspberry-pi3-000010.html>
- C&D Tecnología. (2023). *Fuente de energía conmutada 5V 2A 10W metálica cuadrada*. Circuitos y Desarrollo en Tecnología - C&D Tecnología. <https://cdtecnologia.net/fuentes-de-energia/428-fuente-de-energia-conmutada-5v-2a-10w-metalica-cuadrada.html>
- de Sousa Custódio, C., Ciol, M. A., Nunes de Sousa, S. L., Resende Simino, G. P., Diniz dos Reis, P. E., Vasques, C. I., de Sousa Custódio, C., Ciol, M. A., Nunes de Sousa, S. L., Resende Simino, G. P., Diniz dos Reis, P. E., & Vasques, C. I. (2022). Evaluación de una vena periférica para quimioterapia intravenosa: Un estudio prospectivo observacional. *Enfermería Global*, 21(66), 28–45. <https://doi.org/10.6018/eglobal.485851>

DEVSIA. (2021). *Led Emisor Infrarrojo IR333C*.

<https://electronicathido.com/detallesProducto.php?id=VGVZOTdRK3Npd2hUYjdUbKZ3TFRLQT09>

Donn, S. M. (2022). Transillumination. En S. M. Donn, M. C. Mammel, & A. H. L. C. van Kaam (Eds.), *Manual of Neonatal Respiratory Care* (pp. 263–265). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-93997-7\\_24](https://doi.org/10.1007/978-3-030-93997-7_24)

FDA. (2012). *Class 2 Device Recall VeinViewer*.

<https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfres/res.cfm?id=108034>

Fernández, R., & Armada, M. (2017). Multisensory System for the Detection and Localization of Peripheral Subcutaneous Veins. *Sensors*, 17(4), Article 4.

<https://doi.org/10.3390/s17040897>

Francisco, M. D., Chen, W.-F., Pan, C.-T., Lin, M.-C., Wen, Z.-H., Liao, C.-F., & Shiue, Y.-L. (2021).

Competitive Real-Time Near Infrared (NIR) Vein Finder Imaging Device to Improve Peripheral Subcutaneous Vein Selection in Venipuncture for Clinical Laboratory Testing.

*Micromachines*, 12(4), 373. <https://doi.org/10.3390/mi12040373>

Freitas, F., & Alves, M. (2021). Improving the Quality of Venous Blood Sampling Procedure

(Phlebotomy): Avoiding Tourniquet Use. *Journal of Laboratory Physicians*, 14(2), 218–222.

<https://doi.org/10.1055/s-0041-1735584>

García, Ó. R., García, L. M. J., Castelló, L. P., Aparicio, A. G., & Vidal, A. P. (2018). *MATLAB:*

*Conceptos básicos y descripción gráfica*. Universidad Miguel Hernández.

- Gausemeier, J., & Moehringer, S. (2002). VDI 2206- A New Guideline for the Design of Mechatronic Systems. *IFAC Proceedings Volumes*, 35(2), 785–790.  
[https://doi.org/10.1016/S1474-6670\(17\)34035-1](https://doi.org/10.1016/S1474-6670(17)34035-1)
- Ghael, H. (2020). *A Review Paper on Raspberry Pi and its Applications*.  
<https://doi.org/10.35629/5252-0212225227>
- Guillon, P., Makhloufi, M., Baillie, S., Roucoulet, C., Dolimier, E., & Masquelier, A.-M. (2015). Prospective evaluation of venous access difficulty and a near-infrared vein visualizer at four French haemophilia treatment centres. *Haemophilia: The Official Journal of the World Federation of Hemophilia*, 21(1), 21–26. <https://doi.org/10.1111/hae.12513>
- Hehenberger, P. (2014). Perspectives on hierarchical modeling in mechatronic design. *Advanced Engineering Informatics*, 28(3), 188–197. <https://doi.org/10.1016/j.aei.2014.06.005>
- Hernández Sampieri, R., & Fernández Collado, C. (2014). *Metodología de la investigación* (P. Baptista Lucio, Ed.; Sexta edición). McGraw-Hill Education.
- Juric, S., & Zalik, B. (2014). An innovative approach to near-infrared spectroscopy using a standard mobile device and its clinical application in the real-time visualization of peripheral veins. *BMC Medical Informatics and Decision Making*, 14(1), 100.  
<https://doi.org/10.1186/s12911-014-0100-z>
- Katal, G., Tyagi, N., & Joshi, A. (2013). *Digital Light Processing and its Future Applications*. 3(4).
- Kim, D., Kim, Y., Yoon, S., & Lee, D. (2017). Preliminary Study for Designing a Novel Vein-Visualizing Device. *Sensors*, 17(2), Article 2. <https://doi.org/10.3390/s17020304>

- Kirby, J., Chapman, L., & Chapman, V. (2018). Assessing the Raspberry Pi as a low-cost alternative for acquisition of near infrared hemispherical digital imagery. *Agricultural and Forest Meteorology*, 259, 232–239. <https://doi.org/10.1016/j.agrformet.2018.05.004>
- Kleidon, T. M., Cattanach, P., Mihala, G., & Ullman, A. J. (2019). Implementation of a paediatric peripheral intravenous catheter care bundle: A quality improvement initiative. *Journal of Paediatrics and Child Health*, 55(10), 1214–1223. <https://doi.org/10.1111/jpc.14384>
- Krein, S. L., Saint, S., Trautner, B. W., Kuhn, L., Colozzi, J., Ratz, D., Lescinskas, E., & Chopra, V. (2019). Patient-reported complications related to peripherally inserted central catheters: A multicentre prospective cohort study. *BMJ Quality & Safety*, 28(7), 574–581. <https://doi.org/10.1136/bmjqs-2018-008726>
- Long Thanh, T., & Hien, P. (2020). *Designing and Building the Vein Finder System Utilizing Near-Infrared Technique*. [https://doi.org/DOI:10.1007/978-981-13-5859-3\\_68](https://doi.org/DOI:10.1007/978-981-13-5859-3_68)
- Makhumula-Nkhoma, N., Weston, K. L., McSherry, R., & Atkinson, G. (2019). The impact of venepuncture training on the reduction of pre-analytical blood sample haemolysis rates: A systematic review. *Journal of Clinical Nursing*, 28(23–24), 4166–4176. <https://doi.org/10.1111/jocn.14997>
- McMillan, T. E., Gardner, T., & Johnstone, A. J. (2023). Current concepts in tourniquet uses. *Surgery (Oxford)*, 41(2), 89–92. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2022.11.004>
- Mohammed Sulthan, S. (2013). *Design, Simulation and Analysis of Microcontroller based DC-DC Boost Converter using Proteus Design Suite*. <https://doi.org/10.13140/2.1.1038.6883>
- Osti, C., Khadka, M., Wosti, D., Gurung, G., & Zhao, Q. (2019). Knowledge and practice towards care and maintenance of peripheral intravenous cannula among nurses in Chitwan

- Medical College Teaching Hospital, Nepal. *Nursing Open*, 6(3), 1006.  
<https://doi.org/10.1002/nop2.288>
- Pan, C.-T., Francisco, M. D., Yen, C.-K., Wang, S.-Y., & Shiue, Y.-L. (2019). Vein Pattern Locating Technology for Cannulation: A Review of the Low-Cost Vein Finder Prototypes Utilizing near Infrared (NIR) Light to Improve Peripheral Subcutaneous Vein Selection for Phlebotomy. *Sensors*, 19(16), Article 16. <https://doi.org/10.3390/s19163573>
- Quan, P. V., Nhue, P. N., Tuan, L. D., Hai, L. H., Tu, L. A., Thuan, D. N., & Duong, T. V. (2021). Portable Hand Vein Finder System Based on Near-Infrared Illumination and Morphological Image Processing. En V. Van Toi, T.-H. Nguyen, V. B. Long, & H. T. T. Huong (Eds.), *8th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam* (pp. 113–121). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-75506-5\\_9](https://doi.org/10.1007/978-3-030-75506-5_9)
- Raspberry Pi 3B - Raspberry Pi*. (2019, febrero 18). <https://raspberrypi.cl/raspberry-pi-3b/>
- Rodríguez, L. U. P., & Arévalo, Á. R. E. (2018). CARACTERIZACIÓN DEL SISTEMA DE SALUD DE HONDURAS. *REV MED HONDUR*, 86.
- Sadeghi, A., Setayesh mehr, M., Esfandiari, E., Mohammadi, S., & Baharmian, H. (2017). Variation of the cephalic and basilic veins: A case report. *Journal of Cardiovascular and Thoracic Research*, 9(4), 232–234. <https://doi.org/10.15171/jcvtr.2017.40>
- Serna, L., Rodríguez, A., & Albán, F. (2003). Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones. *INGENIERÍA Y COMPETITIVIDAD*, 5(1), Article 1. <https://doi.org/10.25100/iyc.v5i1.2301>
- Shahzad, A., Saad, N. M., Walter, N., Malik, A. S., & Meriaudeau, F. (2014). An efficient method for subcutaneous veins localization using Near Infrared imaging. *2014 5th International*

*Conference on Intelligent and Advanced Systems (ICIAS), 1–4.*

<https://doi.org/10.1109/ICIAS.2014.6869467>

Shih, R., & Schilling, P. (2020). *Parametric Modeling with SOLIDWORKS 2020*. SDC Publications.

Sukhavasi, S. B., Sukhavasi, S. B., Elleithy, K., Abuzneid, S., & Elleithy, A. (2021). CMOS Image Sensors in Surveillance System Applications. *Sensors, 21(2)*, Article 2.

<https://doi.org/10.3390/s21020488>

Tansey, E. A., Montgomery, L. E. A., Quinn, J. G., Roe, S. M., & Johnson, C. D. (2019).

Understanding basic vein physiology and venous blood pressure through simple physical assessments. *Advances in Physiology Education, 43(3)*, 423–429.

<https://doi.org/10.1152/advan.00182.2018>

ThinkMaking. (2021a). Baquelita de Cobre FR4 / Placa para PCB. *Think Making*.

<https://thinkmaking.org/producto/baquelita-de-cobre-placa-para-pcb/>

ThinkMaking. (2021b). Filamento PLA+ 1.75mm—ESUN. *Think Making*.

<https://thinkmaking.org/producto/filamento-pla-1-75mm-esun/>

ThinkMaking. (2021c). Memoria Micro SD 16GB. *Think Making*.

<https://thinkmaking.org/producto/memoria-micro-sd-16gb/>

Vo-Dinh, T. (2014). *Biomedical Photonics Handbook: Therapeutics and Advanced Biophotonics*. CRC Press.

Webster, J., Osborne, S., Rickard, C. M., & Marsh, N. (2019). Clinically-indicated replacement versus routine replacement of peripheral venous catheters. *The Cochrane Database of Systematic Reviews, 2019(1)*, CD007798.

<https://doi.org/10.1002/14651858.CD007798.pub5>

Xiaobin, Zhou, Y., Xiaoming, & Meiqing. (2013). *A fast vein display device based on the camera-projector system*. IEEE.

Young, H. D., Freedman, R. A., Flores Flores, V., & Sears, F. W. (2009). *Física universitaria* (12a ed). Addison-Wesley.

# ANEXOS

## Anexo 1 - Análisis Monte Carlo 1/6

3/24/23 8:09 AM

MATLAB Command Window

1 of 6

Trial License -- for use to evaluate programs for possible purchase as an end-user only.

```
>> load_results_script
Absorbed energy captured by AOfRhoAndZ detector: 0.3859
Absorbed Energy captured by AOfXAndYAndZ detector: 0.3859
Total absorption captured by ATotal detector: 0.3859
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndTime detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndTime detector at Time=0.025 ns: 164.917
# photons starting in X=3, Y=1: 100
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndStartingXAndY: 38.590
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfFxAndZ detector at fx=0: 38.590
Radiance captured by RadianceOfRhoAndZAndAngle detector: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfFxAndZAndAngle detector for fx=0: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfXAndYAndZAndThetaAndPhi detector: 38.5896
Total reflectance captured by RDiffuse detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFx detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndOmega detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRho detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndY detector: 0.5841
ROfXAndY: x non-zero span [9 14]
ROfXAndY: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROfXAndYRecessed detector: 0.5841
ROfXAndYRecessed: x non-zero span [9 14]
ROfXAndYRecessed: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregion detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregion detector - ROfXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector - ROfXAndY:
0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndThetaAndPhi detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by RSpecular detector: 0.03
Total transmittance captured by TDiffuse detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRhoAndAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRho detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfXAndY detector: 8.4416e-17
TOfXAndY: x non-zero span [1 19]
TOfXAndY: y non-zero span [1 20]
Total transmittance captured by TOfXAndYAndTimeAndSubregion detector: 8.4416e-17
```



## Anexo 2 - Análisis Monte Carlo 2/6

3/24/23 8:09 AM

MATLAB Command Window

2 of 6

```
Total transmittance captured by TOfXAndYAndTimeAndSubregion detector - TOfXAndY: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfFz detector: 8.4416e-17
>> load_results_script
Absorbed energy captured by AOfRhoAndZ detector: 0.3859
Absorbed Energy captured by AOfXAndYAndZ detector: 0.3859
Total absorption captured by ATotal detector: 0.3859
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndTime detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndTime detector at Time=0.025 ns: 164.917
# photons starting in X=3, Y=1: 100
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndStartingXAndY: 38.590
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfFzAndZ detector at fz=0: 38.590
Radiance captured by RadianceOfRhoAndZAndAngle detector: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfFzAndZAndAngle detector for fz=0: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfXAndYAndZAndThetaAndPhi detector: 38.5896
Total reflectance captured by RDiffuse detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFzAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFz detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFzAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFzAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndOmega detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRho detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndY detector: 0.5841
ROfXAndY: x non-zero span [9 14]
ROfXAndY: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROfXAndYRecessed detector: 0.5841
ROfXAndYRecessed: x non-zero span [9 14]
ROfXAndYRecessed: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregion detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregion detector - ROfXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector - ROfXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndThetaAndPhi detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by RSpecular detector: 0.03
Total transmittance captured by TDiffuse detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRhoAndAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRho detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfXAndY detector: 8.4416e-17
TOfXAndY: x non-zero span [1 19]
TOfXAndY: y non-zero span [1 20]
Total transmittance captured by TOfXAndYAndTimeAndSubregion detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfXAndYAndTimeAndSubregion detector - TOfXAndY: 8.4416e-17
```

### Anexo 3 - Análisis Monte Carlo 3/6

3/24/23 8:09 AM

MATLAB Command Window

3 of 6

```
17
Total transmittance captured by TOfFx detector: 8.4416e-17
>> load_results_script
Error: File: load_results_script.m Line: 1 Column: 8
String is not terminated properly.

>> load_results_script
Absorbed energy captured by AOfRhoAndZ detector: 0.3859
Absorbed Energy captured by AOfXAndYAndZ detector: 0.3859
Total absorption captured by ATotal detector: 0.3859
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndTime detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndTime detector at Time=0.025 ns: 164.917
# photons starting in X=3, Y=1: 100
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndStartingXAndY: 38.590
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfFxAndZ detector at fx=0: 38.590
Radiance captured by RadianceOfRhoAndZAndAngle detector: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfFxAndZAndAngle detector for fx=0: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfXAndYAndZAndThetaAndPhi detector: 38.5896
Total reflectance captured by RDiffuse detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFx detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndOmega detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRho detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndY detector: 0.5841
ROfXAndY: x non-zero span [9 14]
ROfXAndY: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROfXAndYRecessed detector: 0.5841
ROfXAndYRecessed: x non-zero span [9 14]
ROfXAndYRecessed: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregion detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregion detector - ROfXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector - ROfXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndThetaAndPhi detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by RSpecular detector: 0.03
Total transmittance captured by TDiffuse detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRhoAndAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRho detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfXAndY detector: 8.4416e-17
TOfXAndY: x non-zero span [1 19]
```

## Anexo 4 - Análisis Monte Carlo 4/6

3/24/23 8:09 AM

MATLAB Command Window

4 of 6

```
TofXAndY: y non-zero span [1 20]
Total transmittance captured by TofXAndYAndTimeAndSubregion detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TofXAndYAndTimeAndSubregion detector - TofXAndY: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TofFx detector: 8.4416e-17
>> load_results_script
Absorbed energy captured by AofRhoAndZ detector: 0.3859
Absorbed Energy captured by AofXAndYAndZ detector: 0.3859
Total absorption captured by ATotal detector: 0.3859
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndTime detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndTime detector at Time=0.025 ns: 164.917
# photons starting in X=3, Y=1: 100
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndStartingXAndY: 38.590
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfFxAndZ detector at fx=0: 38.590
Radiance captured by RadianceOfRhoAndZAndAngle detector: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfFxAndZAndAngle detector for fx=0: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfXAndYAndZAndThetaAndPhi detector: 38.5896
Total reflectance captured by RDiffuse detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFFxAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFFx detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFFxAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFFxAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFRhoAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFRhoAndOmega detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFRhoAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFRhoAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFRhoAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFRho detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFRhoRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFXAndY detector: 0.5841
ROFXAndY: x non-zero span [9 14]
ROFXAndY: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROFXAndYRecessed detector: 0.5841
ROFXAndYRecessed: x non-zero span [9 14]
ROFXAndYRecessed: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROFXAndYAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFXAndYAndTimeRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFXAndYAndTimeAndSubregion detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROFXAndYAndTimeAndSubregion detector - ROFXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROFXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROFXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector - ROFXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROFXAndYAndThetaAndPhi detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFXAndYAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROFXAndYAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by RSpecular detector: 0.03
Total transmittance captured by TDiffuse detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRhoAndAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRho detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfXAndY detector: 8.4416e-17
TofXAndY: x non-zero span [1 19]
TofXAndY: y non-zero span [1 20]
```

## Anexo 5 - Análisis Monte Carlo 5/6

3/24/23 8:09 AM

MATLAB Command Window

5 of 6

```
Total transmittance captured by TOfXAndYAndTimeAndSubregion detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfXAndYAndTimeAndSubregion detector - TOfXAndY: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfFx detector: 8.4416e-17
>> load_results_script
Absorbed energy captured by AOfRhoAndZ detector: 0.3859
Absorbed Energy captured by AOfXAndYAndZ detector: 0.3859
Total absorption captured by ATotal detector: 0.3859
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndTime detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZ detector: 38.5896
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndTime detector at Time=0.025 ns: 164.917
# photons starting in X=3, Y=1: 100
Fluence captured by FluenceOfXAndYAndZAndStartingXAndY: 38.590
Fluence captured by FluenceOfRhoAndZAndOmega detector at omega=0.000 GHz: 38.590
Fluence captured by FluenceOfFxAndZ detector at fx=0: 38.590
Radiance captured by RadianceOfRhoAndZAndAngle detector: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfFxAndZAndAngle detector for fx=0: 38.5896
Radiance captured by RadianceOfXAndYAndZAndThetaAndPhi detector: 38.5896
Total reflectance captured by RDiffuse detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFx detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfFxAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndAngle detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndOmega detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRho detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfRhoRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndY detector: 0.5841
ROfXAndY: x non-zero span [9 14]
ROfXAndY: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROfXAndYRecessed detector: 0.5841
ROfXAndYRecessed: x non-zero span [9 14]
ROfXAndYRecessed: y non-zero span [1 15]
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTime detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregion detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregion detector - ROfXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector: 0.63488
Total reflectance captured by ROfXAndYAndTimeAndSubregionRecessed detector - ROfXAndY: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndThetaAndPhi detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndMaxDepth detector: 0.5841
Total reflectance captured by ROfXAndYAndMaxDepthRecessed detector: 0.5841
Total reflectance captured by RSpecular detector: 0.03
Total transmittance captured by TDiffuse detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRhoAndAngle detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfRho detector: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfXAndY detector: 8.4416e-17
TOfXAndY: x non-zero span [1 19]
TOfXAndY: y non-zero span [1 20]
Total transmittance captured by TOfXAndYAndTimeAndSubregion detector: 8.4416e-17
```

## Anexo 6 - Análisis Monte Carlo 6/6

3/24/23 8:09 AM

MATLAB Command Window

6 of 6

```
Total transmittance captured by TOfXAndYAndTimeAndSubregion detector - TOfXAndY: 8.4416e-17
Total transmittance captured by TOfFx detector: 8.4416e-17
>>
```

### Anexo 7. Matriz Bibliográfica

<b>Autores del Estudio</b>	<b>Año</b>	<b>Título de la Investigación</b>	<b>País</b>	<b>Área de Conocimiento</b>	<b>Propósito de Investigación</b>
Juric & Zalik	2014	An innovative approach to near-infrared spectroscopy using a standard mobile device and its clinical application in the real-time visualization of peripheral veins	N/A	Informática médica y desarrollo de dispositivos	Desarrollo y prototipaje de un dispositivo móvil que facilita la visualización de las venas aplicando la espectroscopia de infrarrojo cercano.
Fernández, R., & Armada, M.	2017	Multisensory System for the Detection and Localization of Peripheral Subcutaneous Veins.	España	Automatización y Robótica	Proponer un sistema multisensorial para la detección y localización de venas subcutáneas periféricas, como primer paso para lograr la inserción robótica automática de catéteres.
Kim, D., Kim, Y., Yoon, S., & Lee, D.	2017	Preliminary Study for Designing a Novel Vein-Visualizing Device. Sensors	Corea	Biónica	Desarrollo de un nuevo dispositivo de visualización de venas que aplica un nuevo método de penetración utilizando luz infrarroja cercana (NIR).
Sadeghi, A., Setayesh mehr, M., Esfandiari, E., Mohammadi, S., & Baharmian, H.	2017	Variation of the cephalic and basilic veins: A case report.	Irán	Medicina	Conocer la distinta variación de venas, desde su ubicación, hasta su acceso para la venopunción.
Alexandrou, E., Ray-Barruel, G., Carr, P. J., Frost, S. A., Inwood, S., Higgins, N., Lin, F., Alberto, L., Mermel, L., Rickard, C. M., & OMG Study Group.	2018	Use of Short Peripheral Intravenous Catheters: Characteristics, Management, and Outcomes Worldwide.	Australia	Medicina	Investigar las características, prácticas de gestión y resultados de los PIVC a nivel internacional.
García, Ó. R., García, L. M. J., Castelló, L. P.,	2018	MATLAB: Conceptos básicos y descripción gráfica.	España	Ingeniería	Profundizar los conceptos de MATLAB, que responde a la abreviatura de Matrix Laboratory, constituye hoy en día una

<b>Autores del Estudio</b>	<b>Año</b>	<b>Título de la Investigación</b>	<b>País</b>	<b>Área de Conocimiento</b>	<b>Propósito de Investigación</b>
Aparicio, A. G., & Vidal, A. P.					herramienta matemática muy potente que posibilita un cálculo avanzado de cualquier procesamiento matemático que se tenga que realizar a partir de un modo-lado previo.
Ayoub, Y., Serhal, S., Farhat, B., Ali, A., Amatory, J., Nasser, H., & Ali, M. A	2018	Diagnostic Superficial Vein Scanner.	N/A	Medicina	Proponer el uso de una cámara NIR de alta resolución, un calentador de venas y un potenciador de contraste de imagen (CLAHE) para mejorar la vista de las venas superficiales.
Kirby, J., Chapman, L., & Chapman, V.	2018	Assessing the Raspberry Pi as a low-cost alternative for acquisition of near infrared hemispherical digital imagery.	N/A	Ingeniería	Realizar una comparación entre una cámara Nikon Coolpix y una alternativa más económica, la cámara Raspberry Pi NoIR, para evaluar su idoneidad como alternativa viable para futuras investigaciones.
Rodríguez, L. U. P., & Arévalo, Á. R. E.	2018	CARACTERIZACIÓN DEL SISTEMA DE SALUD DE HONDURAS. <i>REV MED HONDUR</i>	Honduras	Administración de la salud	Describe el actual Sistema de Salud de Honduras, desde demografía hasta el financiamiento.
Makhumula-Nkhoma, N., Weston, K. L., McSherry, R., & Atkinson, G.	2019	The impact of venipuncture training on the reduction of pre-analytical blood sample hemolysis rates: A systematic review.	N/A	Medicina	Demostrar como la capacitación en la práctica correcta de venopunción tiene el potencial de reducir las tasas de hemólisis in vitro
Kleidon, T. M., Cattanach, P., Mihala, G., & Ullman, A. J.	2019	Implementation of a pediatric peripheral intravenous catheter care bundle: A quality improvement initiative.	N/A	Medicina	Mejorar la atención del catéter intravenoso periférico (CPIV) pediátrico a través de la implementación de paquetes de atención.
Webster, J., Osborne, S., Rickard, C. M., & Marsh, N.	2019	Clinically indicated replacement versus routine replacement of peripheral	Estados Unidos	Medicina	Evaluar los efectos de retirar los catéteres intravenosos periféricos cuando está clínicamente indicado en comparación con

<b>Autores del Estudio</b>	<b>Año</b>	<b>Título de la Investigación</b>	<b>País</b>	<b>Área de Conocimiento</b>	<b>Propósito de Investigación</b>
		venous catheters. The Cochrane Database of Systematic Reviews			retirar y volver a colocar el catéter de forma rutinaria.
Krein, S. L., Saint, S., Trautner, B. W., Kuhn, L., Colozzi, J., Ratz, D., Lescinkas, E., & Chopra, V.	2019	Patient-reported complications related to peripherally inserted central catheters: A multicenter prospective cohort study.	Estados Unidos	Medicina	Obtener y caracterizar sistemáticamente las complicaciones relacionadas con PICC experimentadas por los pacientes durante y después de la hospitalización.
Osti, C., Khadka, M., Wosti, D., Gurung, G., & Zhao, Q.	2019	Knowledge and practice towards care and maintenance of peripheral intravenous cannula among nurses in Chitwan Medical College Teaching Hospital, Nepal.	Nepal	Medicina	Determinar principalmente el cuidado y mantenimiento de la canulación intravenosa periférica: determinar el conocimiento y la práctica de las enfermeras sobre el cuidado y mantenimiento de la cánula IV y descubrir los obstáculos encontrados en el cuidado y mantenimiento de la cánula IV.
Tansey, E. A., Montgomery, L. E. A., Quinn, J. G., Roe, S. M., & Johnson, C. D.	2019	Understanding basic vein physiology and venous blood pressure through simple physical assessments. <i>Advances in Physiology Education</i> , 43(3), 423–429.	N/A	Medicina	Detallar evaluaciones fisiológicas prácticas simples que se pueden realizar fácilmente en el entorno práctico de laboratorio y que ilustran algunas funciones clave de las venas.
Alcaraz de la Osa, R., Iparragirre, I., Ortiz, D., & Saiz, J. M.	2020	The extended Kubelka–Munk theory and its application to spectroscopy.	N/A	Química	Utilizar la solución extendida de la teoría de Kubelka-Munk, que es de las principales teorías de flujo de luz a través de medios homogéneos, aplicada a una muestra encima de un sustrato arbitrario, para obtener la reflectancia y transmitancia espectrales generales.
Caballero-Julián, F. G., Morales-Hernández, M., Silva-Cruz, E. M., &	2020	Raspberry Pi, conectividad y programación mediante puertos GPIO.	México	Ingeniería	Demostrar la configuración paso a paso de una computadora Raspberry Pi,

<b>Autores del Estudio</b>	<b>Año</b>	<b>Título de la Investigación</b>	<b>País</b>	<b>Área de Conocimiento</b>	<b>Propósito de Investigación</b>
Caballero-Cantarell, D. G.					concentrándose en el manejo de los puertos de propósito general.
Long Thanh, T., & Hien, P.	2020	Designing and Building the Vein Finder System Utilizing Near-Infrared Technique	N/A	Ingeniería	Desarrollar un sistema de búsqueda de venas que sea una solución efectiva no solo para hacer que la venopunción sea segura y precisa, sino también para reducir la ansiedad y el estrés de los pacientes y para mejorar la comodidad y la eficiencia de la donación.
Ghael, H.	2020	A Review Paper on Raspberry Pi and its Applications.	India	Ingeniería	Demostrar como el Raspberry Pi es una versión más pequeña de una computadora moderna capaz de realizar tareas de manera efectiva.
Bazzano, G., Galazzi, A., Giusti, G. D., Panigada, M., & Laquintana, D.	2021	The Order of Draw during Blood Collection: A Systematic Literature Review.	N/A	Medicina	Definir la eficacia del orden de extracción durante la extracción de sangre para garantizar un resultado bioquímico exacto.
Quan, P. V., Nhue, P. N., Tuan, L. D., Hai, L. H., Tu, L. A., Thuan, D. N., & Duong, T. V.	2021	Portable Hand Vein Finder System Based on Near-Infrared Illumination and Morphological Image Processing.	N/A	Ingeniería	Prototipar un sistema portátil de búsqueda de venas de la mano que utiliza tecnología infrarroja no invasiva que puede mostrar la imagen venosa en tiempo real en un monitor.
Francisco, M. D., Chen, W.-F., Pan, C.-T., Lin, M.-C., Wen, Z.-H., Liao, C.-F., & Shiue, Y.-L.	2021	Competitive Real-Time Near Infrared (NIR) Vein Finder Imaging Device to Improve Peripheral Subcutaneous Vein Selection in Venipuncture for Clinical Laboratory Testing.	Filipinas	Micromáquinas	Desarrollar un dispositivo con tecnología de infrarrojo cercano (NIR) que sirva como guía en tiempo real y de bajo costo para la canulación. Un dispositivo portátil que puede ser utilizado por médicos y también por estudiantes para su entrenamiento de desarrollo de habilidades en la realización de canulación.



<b>Autores del Estudio</b>	<b>Año</b>	<b>Título de la Investigación</b>	<b>País</b>	<b>Área de Conocimiento</b>	<b>Propósito de Investigación</b>
Freitas, F., & Alves, M.	2021	Improving the Quality of Venous Blood Sampling Procedure (Phlebotomy): Avoiding Tourniquet Use.	N/A	Medicina	Evaluar la capacidad de los flebotomistas de no utilizar el torniquete en la toma de muestras de sangre venosa, hipotetizándola igual al 50% de los pacientes atendidos e identificando el sitio de venopunción más frecuente.
Sukhavasi, S. B., Sukhavasi, S. B., Elleithy, K., Abuzneid, S., & Elleithy, A.	2021	CMOS Image Sensors in Surveillance System Applications.	Estados Unidos	Óptica	Describir las aplicaciones de vigilancia basadas en sensores de imagen CMOS durante la última década mediante la tabulación de las características de diseño relacionadas con la calidad de la imagen, como la resolución, la velocidad de fotogramas, el rango dinámico, la relación señal-ruido y también la tecnología de procesamiento.
ARSA	2021	Requisitos Registro Sanitario	Honduras	Regulación Sanitaria	Ente regulador que provee los requisitos pertinentes para la adquisición de un registro sanitario para dispositivos médicos.
ARSA	2021	Clasificación por Riesgo	Honduras	Regulación Sanitaria	Ente regulador que provee la clasificación por riesgo aplicable al Estado de Honduras para la clasificación de dispositivos médicos.
Donn, S. M.	2022	Manual of Neonatal Respiratory Care (pp. 263–265)	Estados Unidos	Medicina	El cuidado respiratorio es el componente general más importante de los cuidados intensivos neonatales. Esta es la principal guía de cabecera para todos los aspectos del cuidado respiratorio en la unidad de cuidados intensivos neonatales.
McMillan, T. E., Gardner, T., & Johnstone, A. J.	2023	Current concepts in tourniquet uses.	N/A	Medicina	Comprender la influencia fisiológica que imponen los torniquetes en los pacientes, las complicaciones asociadas a su uso y,

<b>Autores del Estudio</b>	<b>Año</b>	<b>Título de la Investigación</b>	<b>País</b>	<b>Área de Conocimiento</b>	<b>Propósito de Investigación</b>
					además, cómo minimizar la incidencia de estas complicaciones.
ANVISA	N/A	Registro de un Dispositivo Médico en Brasil	Brasil	Regulación Sanitaria	Ente regulador que provee los requisitos pertinentes para el registro de dispositivos médicos.

Fuente: Elaboración propia