

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

Maestría en Ingeniería Electrónica,
Opción Instrumentación Electrónica



Uso de la técnica LiDAR para medir la densidad de tejidos sintéticos, con detección sensible a fase

Tesis presentada para obtener el grado de:
Maestro en Ingeniería en Electrónica

Presenta:

Lic. Nancy Montalvo Montalvo *

Director:

Dra. Luz del Carmen Gómez Pavón

Asesor:

Dr. José Antonio Dávila Pintle

Dedicatoria

Dedico este trabajo a mis padres Silvia Montalvo y Cornelio Montalvo por su amor incondicional en cada paso que doy.

A mis mejores amigos, quienes siempre estuvieron ahí para apoyarme y darme ánimos cuando más lo necesité y en especial a mi amado esposo León Tenorio por siempre creer en mí...

Agradecimientos

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que hicieron posible la realización de esta tesis.

En primer lugar, quiero reconocer a mis asesores la Dra. Luz del Carmen Gómez Pavón y al Dr. José A. Dávila Pintle, cuya orientación, apoyo y dedicación fueron fundamentales para el éxito de este trabajo.

Agradeciendo también al jurado: el Dr. Jesús M. Muñoz Pacheco, la Dra. Olga G. Félix Beltrán y el Dr. Arnulfo Luis Ramos, por sus invaluable observaciones que permitieron enriquecer el trabajo de tesis.

Extendiendo mi gratitud al Laboratorio de Optoelectrónica de la Facultad de Ciencias de la Electrónica, donde tuve el privilegio de trabajar y ser parte de ese ambiente de trabajo.

Agradezco también al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías (CONAHCYT) por la beca otorgada, y que permitió llevar a cabo esta investigación.

A toda mi familia y amigos agradezco su constante apoyo y cariño incondicional.

Este logro no habría sido posible sin la contribución de todos y cada uno de ustedes.

Muchas gracias...

Resumen

El presente trabajo tiene como objetivo principal usar la técnica LiDAR (Light Detection and Ranging) para medir los cambios en los coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida de tejidos sintéticos, utilizando el amplificador Lock-in, que permite realizar una detección sensible a fase. Esta investigación se centra en cómo la combinación de LiDAR y la técnica de detección sensible a fase puede proporcionar una caracterización de los materiales sintéticos, al analizar sus respuestas ópticas en el dominio de la frecuencia, específicamente a través de los dos primeros coeficientes de Fourier de las señales retroesparcidas.

Para ello se trabajaron tres materiales sintéticos: muestras hechas con grenetina, selladores comerciales y finalmente una muestra de tejido sintético que incluye tumores dentro del modelo (phantom). Cada una de las muestras, dada una densidad específica, fue expuesta ante un LiDAR axial biestático, cuyo emisor se encuentra posicionado adyacente al receptor, en cada caso se obtienen los primeros dos coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida y con ello, se establece la relación entre estos (razón de los coeficientes de Fourier) para analizar la relación entre densidad y la razón de los primeros dos coeficientes de Fourier.

Los resultados obtenidos representan el comportamiento de las razones de los primeros dos coeficientes de Fourier de las señales retroesparcidas cuando las densidades de los medios sintéticos varían.

Uno de los resultados relevantes para esta investigación fue que al caracterizar los medios sintéticos, específicamente hablando del phantom, dado que la posición de los tumores es conocida, se obtiene una coincidencia notable en la razón de los coeficientes de Fourier al analizar la señal retroesparcida en los tumores, pudiendo interpretar que este cambio se debe a la detección de anomalías (tumores) del phantom.

Índice general

| | |
|---|-----------|
| Dedicatoria | II |
| Agradecimientos | III |
| Resumen | IV |
| 1. Introducción | 1 |
| Estado del arte | 1 |
| Justificación | 3 |
| Objetivos | 4 |
| Objetivo general | 4 |
| Objetivos específicos | 4 |
| Diagrama a bloques | 5 |
| Descripción | 5 |
| 2. Glándula Mamaria | 7 |
| 2.1. Anatomía | 7 |
| 2.2. Anatomía de las glándulas mamarias femeninas | 8 |
| 2.3. Manifestaciones clínicas de la glándula mamaria | 12 |
| 2.3.1. Enfermedades benignas de la mama | 12 |
| 2.3.2. Enfermedades malignas de la mama | 13 |
| 2.3.3. Factores de riesgo | 15 |
| 2.4. Efectos de la longitud de onda en tejidos de la piel | 16 |
| 3. Tecnología LiDAR | 19 |
| 3.1. Fundamentos del LiDAR | 19 |
| 3.1.1. Ecuación del LiDAR | 21 |
| 3.2. Esparcimiento y absorción molecular | 23 |
| 3.3. Retroesparcimiento | 24 |
| 3.4. Series de Fourier | 25 |
| 3.5. Razón de los coeficientes de Fourier | 28 |
| 4. Implementación del sistema | 29 |
| 4.1. Descripción del sistema | 29 |

| | |
|---|-----------|
| 4.2. Configuración física del LiDAR | 30 |
| 4.3. Acondicionamiento de la señal | 32 |
| 4.3.1. Caracterización de las curvas retroesparcidas. | 33 |
| 4.4. Software de adquisición y control | 35 |
| 5. Mediciones con medios sintéticos | 40 |
| 5.1. Grenetina | 40 |
| 5.2. Sellador | 45 |
| 5.2.1. Muestras fijas, variación de azul de metileno | 46 |
| 5.2.1.1. Factor de disolución | 47 |
| 5.3. Medición de un tejido sintético | 50 |
| 5.3.1. Tumor 1 | 51 |
| 5.3.1.1. Medición en posición yacente. | 51 |
| 5.3.1.2. Mediciones en posición anatómica ó erguida | 53 |
| 5.3.2. Tumor 2 | 57 |
| 5.3.3. Tumor 3 | 59 |
| 6. Análisis de resultados | 62 |
| 6.1. Sobre las densidades | 62 |
| 6.2. Validación de la hipótesis | 64 |
| 7. Conclusiones | 66 |
| 7.1. Sobre los materiales sintéticos y sus densidades | 66 |
| 7.2. Sobre los resultados y hallazgos | 67 |
| 7.3. Contribución y trabajos a futuro | 68 |
| Bibliografía | 69 |
| A. Hoja de datos phantom | 74 |
| B. Artículo 1 | 77 |
| C. Artículo 2 | 79 |
| D. Estancia | 81 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| 1.1. Diagrama general del montaje del sistema propuesto. | 5 |
| 2.1. Comparación de la anatomía superficial de la glándula mamaria [1]. | 8 |
| 2.2. Versión gráfica de los cuadrantes de la mama derecha [1]. | 9 |
| 2.3. Vista exterior de la glándula mamaria [1]. | 9 |
| 2.4. Corte transversal desde la zona media [2]. | 10 |
| 2.5. A la izquierda red de arterias y a la derecha red de venas que conforman la mama [2]. | 11 |
| 2.6. Drenaje linfático, a la izquierda ubicación de ganglios linfáticos y a la de- recha red linfática a la región axilar [2]. | 11 |
| 2.7. Registro de tasa de defunciones por tumores malignos de 2012 a 2022 [3]. . | 14 |
| 2.8. Vista de conductos glandulares [1]. | 14 |
| 2.9. Drenaje linfático de la mama [1]. | 15 |
| 2.10. Parámetros visuales de cambios en la glándula mamaria. | 15 |
| 2.11. Simulación en un phantom con 5 diferentes longitudes de onda: 308 nm (UVB), 365 nm (UVA), 405 nm (azul), 532 nm (verde) y 635 nm (rojo) [4]. | 17 |
| 2.12. Diagrama de la interacción de la piel con un láser [5]. | 18 |
| 3.1. Configuración convencional de un LiDAR [6]. | 20 |
| 3.2. Diagrama que representa la reflexión, propagación y reflexión [7]. | 23 |
| 3.3. Diagrama que representa la reflexión, propagación y reflexión. | 23 |
| 3.4. Diagrama que muestra un modelo simple del retroesparcimiento [6]. | 25 |
| 3.5. Resultado de la superposición de dos ondas sinusoidales $E = E_1 + E_2$ [7]. . | 26 |
| 3.6. Suma parciales de la señal [7]. | 27 |
| 4.1. Diagrama general de funcionamiento. | 30 |
| 4.2. Modelo comercial, OSLRF-01. | 31 |
| 4.3. Vista de las conexiones físicas del módulo OSLRF-01. | 32 |
| 4.4. Proceso de localización del haz. | 33 |
| 4.5. En color azul la señal Zero y en color negro las señales retroesparcidas a distintas distancias. | 34 |

| | | |
|-------|--|----|
| 4.6. | Alineación del haz del emisor con la muestra a analizar. | 34 |
| 4.7. | Diagrama de conexión para poder obtener los dos primeros coeficientes de Fourier. | 35 |
| 4.8. | Diagrama de flujo sobre el funcionamiento general del programa. | 37 |
| 4.9. | Etapa de conexión del software de adquisición. | 38 |
| 4.10. | Ventana que muestra los parámetros que se necesitan para establecer la conexión. | 39 |
| 4.11. | Opciones de almacenamiento de los datos obtenidos por el retroesparcimiento. | 39 |
| 5.1. | Muestras de grenetina a distintas densidades. | 41 |
| 5.2. | Arreglo experimental para la obtención de los dos primeros coeficientes de Fourier. | 42 |
| 5.3. | Razones de los coeficientes de Fourier de grenetina a diferentes ángulos de incidencia 45° y 90° | 43 |
| 5.4. | Señales provenientes del LiDAR, en color negro la señal Zero, en color azul y purpura las señales retroesparcidas a distintos ángulos de incidencia. | 44 |
| 5.5. | a) Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier correspondientes a las muestras de sellador marca Teck-Bond tipo y b) Muestra no homogénea. | 45 |
| 5.6. | A la izquierda a) el comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier y a la derecha b) muestra hecha con sellador de la marca Sista. | 46 |
| 5.7. | A la izquierda a) balanza de laboratorio, marca OHAUS Adventurer, modelo H-5276 y a la derecha b) soluto azul de metileno en polvo. | 47 |
| 5.8. | A la izquierda a) la gráfica del comportamiento de las razones cuando la concentración de azul de metileno cambia y a la derecha b) muestra con la solución madre. | 49 |
| 5.9. | Modelo phantom de la glandula mamaria modelo P125. | 50 |
| 5.10. | Ubicación gráfica de los tumores dentro del modelo prefabricado [8]. | 50 |
| 5.11. | Vista obtenida del tumor desde un ultrasonido [8]. | 51 |
| 5.12. | Esquema del funcionamiento del arreglo físico en posición yacente. | 51 |
| 5.13. | Arreglo físico con la muestra del phantom en posición yacente. | 52 |
| 5.14. | Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier del tumor 1 en posición yacente. | 53 |
| 5.15. | Diagrama a bloques sobre el funcionamiento del arreglo físico. | 54 |
| 5.16. | Arreglo físico con la muestra del phantom en posición anatómica. | 54 |
| 5.17. | Razón de los coeficientes de Fourier sobre el eje de las abscisas del tumor 1. | 55 |
| 5.18. | Razón de los coeficientes de Fourier sobre el eje de las ordenadas del tumor 1. | 56 |

| | |
|--|----|
| 5.19. Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier (ordenadas y abscisas) del tumor 1 en posición anatómica. | 57 |
| 5.20. Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier (ordenadas y abscisas) del tumor 2 en posición yacente. | 58 |
| 5.21. Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier (ordenadas y abscisas) del tumor 2 en posición anatómica. | 58 |
| 5.22. A la izquierda a) Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier del tumor 3 en posición yacente y a la derecha b) el sistema de referencia del mismo tumor. | 59 |
| 5.23. Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier (ordenadas y abscisas) del tumor 3 en posición anatómica. | 60 |
| 5.24. Variaciones de densidad del phantom en posición anatómica. | 61 |
| 6.1. Puntos considerados para el cálculo de la razón promedio del simulador de tejido. | 63 |
| 6.2. Puntos considerados para el cálculo de la razón promedio de los tumores. | 63 |
| 6.3. Comparación de las señales retroesparcidas. a) Sin Amplificador y b) con amplificador. | 65 |

Índice de tablas

| | |
|--|----|
| 2.1. Tabla de resultados que incluyen número de pacientes, número de aplicaciones y porcentajes [5]. | 18 |
| 4.1. Descripción de pines del módulo OSLRF-01. | 32 |
| 4.2. Parámetros de conexión para establecer la conexión entre el amplificador y la computadora. | 38 |
| 5.1. Descripción de muestras. | 41 |
| 5.2. Mediciones registradas con las muestras posicionadas a 90° respecto a la incidencia del haz. | 42 |
| 5.3. Mediciones registradas con las muestras posicionadas a 45° respecto a la incidencia del haz. | 43 |
| 5.4. Registro de las soluciones de azul de metileno a distintas concentraciones. | 48 |
| 5.5. Mediciones del primer tumor en posición yacente capturadas a distinto número de muestras. | 53 |
| 5.6. Razón de los coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida en el tumor 1. | 55 |
| 5.7. Razón de los coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida en el tumor 1. | 55 |
| 5.8. Registro de razones correspondientes al tumor 1. | 56 |
| 5.9. Registro de razones correspondientes al tumor 2. | 57 |
| 5.10. Registro de razones correspondientes al tumor 3. | 59 |
| 6.1. Densidades ρ_{fib} es la densidad de mama fibroglandular, ρ_{grasa} mama grasa, ρ_{tumor} tumor de mama y ρ_{sangre} sangre, respectivamente [9]. | 62 |
| 6.2. Resumen de los materiales trabajados con sus densidades respectivas. | 62 |
| A.1. Hoja de datos del phantom | 74 |

Capítulo 1

Introducción

En este capítulo se abordarán los elementos fundamentales que contextualizan la idea general de la investigación. Se comenzará con un análisis detallado del estado del arte, donde se revisarán las investigaciones previas relacionadas con el tema de estudio, destacando los avances de las investigaciones que se tienen en cuanto a trabajos similares al proyecto o que se relacionen. Este análisis permitirá identificar el contexto teórico y empírico que respalda el trabajo, además de establecer la relevancia de la investigación dentro del campo.

A continuación se expone la justificación del trabajo, en la cual se argumentará la importancia de realizar la investigación, donde se discutirán las necesidades que motivan el proyecto, así como las implicaciones sociales, que podrían derivarse de los resultados obtenidos.

Finalmente, se presentarán los objetivos generales y específicos de la investigación, los cuales guiarán el desarrollo del trabajo, así como una descripción del trabajo de tesis para guiar al lector.

Estado del arte

Desde siempre la interacción de luz con la materia ha sido parte fundamental para algunos procesos de gran importancia en la naturaleza, e incluso algunos otros juegan un papel importante para la supervivencia, tal es el caso de la fotosíntesis, mientras algunos otros resultan dañinos, como ciertos procesos biológicos activados por la luz, perjudiciales para la salud, como la exposición directa de la luz Ultravioleta (UV) que afecta directamente al ADN del tejido de la piel o la luz azul que daña las células de la piel y acelera el envejecimiento [1].

Sin embargo, algunos otros procesos resultan bastante provechosos al manipular la luz para desarrollar aplicaciones útiles como el desarrollo de láseres en diversas áreas de la tecnología aplicada al área de la biomedicina.

En la última década, las investigaciones recientes han reportado el resultado de las interacciones de láseres con tejidos.

Los últimos avances publicados, aportan información principalmente sobre las interacciones de tejidos con los láseres, sobre la propagación de distintos medios que se centran en acercarse a las características del tejido humano: En [2] se reportan investigaciones sobre la viabilidad de utilizar materiales equivalentes a tejido sustituto para estudiar los efectos de interacción láser. Otros estudios trabajan directamente con medios sintéticos llamados *phantoms*, los cuales se obtienen mezclando soluciones de fluoresceína en agua desionizada con una suspensión de micro-esferas de poliestireno, estudiadas con distintas concentraciones [3] para la detección y el tratamiento de enfermedades mediante el tejido sintético (*phantom*), el modelo propuesto considera capas individuales con propiedades de dispersión y absorción constantes. Sin embargo, se observaron distorsiones en los espectros de fluorescencia obtenidos de los medios (*phantoms*), especialmente cuando estos tienen diferentes propiedades de dispersión óptica.

Por otro lado, en *IPG Medical Corporation*, trabajaron con la técnica de ablación láser para medir la capacidad del tejido para absorber la luz, cuyo medio de estudio fue un tejido ex-vivo (riñón porcino fresco) [4].

En abril de 2002 se publica un artículo con resultados experimentales indicando que la detección óptica de componentes de tejido canceroso es posible mediante dispersión de luz eléctrica que delinearán diferencias en absorción y dispersión utilizando dispersión de luz infrarroja cercana (NIR) [5]. En 2010 H. Ding estudia la dispersión de la luz por la transformada de Fourier en la que anticipa que FTLS (Fourier Transform Light Scattering) sentará las bases para el diagnóstico de enfermedades basado en las propiedades ópticas intrínsecas del tejido [6].

Aplicación novedosa y de gran interés para el desarrollo de este proyecto, es sin duda el uso particular de la técnica LiDAR, enfocado en el área de la detección por su alta fiabilidad como un método de medición coherente inmune a las interferencias de luz parásitas. En [7], Vilches publica en el año 2023 el uso de un sensor de monitoreo de cirugía endoscópica con ayuda de un LiDAR FMCW (Frequency Modulated Continuous Wave).

Un conocimiento adecuado de la propagación de la luz en la piel es esencial para la interpretación de las mediciones ópticas biomédicas y la optimización de la dosis de radiación [8–10]. Los sistemas láser se han convertido en una herramienta útil para la cirugía endoscópica de tejidos blandos, por ejemplo los láseres Ho:YAG ($\lambda = 2100$ nm), Tm:YAG ($\lambda = 2010$ nm) y KTP ($\lambda = 532$ nm) se usan comúnmente en urología para el tratamiento de la hiperplasia benigna de próstata (HPB), así como otros métodos quirúrgicos [11].

Los sistemas láser permiten que una cierta cantidad de luz penetre en el tejido biológico y active ciertos procesos para el tratamiento de enfermedades superficiales de la piel

[8]. Trabajos relacionados han probado la efectividad de las mediciones con la señal retroesparcida de los láseres.

Una patente publicada en 2004, bajo el número de publicación: US 2004/0019282 A1, con la autoría de Linda J. Mullen y colaboradores, reportan un LiDAR híbrido para el diagnóstico de tumores cancerígenos de tipo CCCO (Cáncer de testículos), mediante la detección de señales retroesparcidas creadas por el propio tejido, que trabaja en una onda continua con longitudes de onda de los 600nm hasta 1300 nm, a 60 GHz, que es capaz de filtrar información de retorno bajo la frecuencia de una señal portadora que no toma en cuenta la información errónea con la detección limitada por contraste [12].

La patente presentada en abril de 2018, registrado bajo el número de publicación: 19781359.5, en Indiana, Estados Unidos, aborda el desarrollo de un dispositivo de espectroscopía óptica para evaluar el riesgo de cáncer de mama y el diagnóstico mediante la técnica de espectroscopía óptica difusa en el dominio de la frecuencia (FD-DOS) [13]. Esta técnica, no invasiva, se utiliza para caracterizar tejidos biológicos y ahora comercializado únicamente para índole de investigación por NearWave como un dispositivo portátil, pudiendo detectar anomalías para la detección temprana del cáncer de mama, trabaja con seis longitudes de onda del infrarrojo cercano (NIR) en un rango de longitud de onda que van desde 660nm a 1000 nm que permite cuantificar las concentraciones de agua, grasa, oxihemoglobina y desoxihemoglobina de la mama utilizando niveles seguros de luz para examinar el tejido que se encuentra profundamente debajo de la piel, cuya frecuencia de funcionamiento es de 36.6 kHz para mapeo de alta velocidad en tiempo real [14, 15].

En México, el uso de los láseres aplicados al estudio de los tejidos biológicos está presente en algunas líneas de investigación en centros de investigación específicos como en el INAOE,¹ en donde se han estudiado y hasta clasificado los tipos de piel u obteniendo propiedades ópticas del tejido[16, 17], y se ha reportado la interacción de la luz con medios ex-vivos para estudiar el esparcimiento [18], lo cuál nos da una idea del panorama y el impacto que tiene este tema de investigación dentro de nuestro país.

La cantidad de publicaciones referentes a la interacción que tienen los tejidos con los láseres en estos últimos años remarca la importancia del estudio de las propiedades ópticas como la dispersión en tejidos sintéticos (phantoms), tejido ex-vivo o sustancias que se asemejen para el análisis y perfilado de características o propiedades ópticas como el retroesparcimiento debido a las características del medio incidente.

Justificación

Según la organización mundial de la salud (OMS), en el año 2022 fallecieron 670 000 personas por cáncer de mama en todo el mundo, siendo el cáncer de mama, el más común

¹Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica

entre las mujeres de 157 de los 185 países considerados en 2022 [19]. En México, durante 2023, según las cifras preliminares de las Estadísticas de Defunciones Registradas (EDR), se contabilizaron 89 633 fallecimientos debidos a tumores malignos en personas de 20 años y más. De estos, 8 034 fueron atribuidos al cáncer de mama, lo que representó 9.0 % del total. De las muertes por cáncer de mama en la población de 20 años y más, 7 992 (99.5 %) ocurrieron en mujeres, mientras que en hombres fueron 42 fallecimientos, lo que representó 0.5 por ciento [20].

La importancia de realizar a tiempo un diagnóstico certero juega un papel decisivo para definir el estatus de la enfermedad en proceso y por ende el tratamiento adecuado para el paciente, pues un diagnóstico fallido o tardío puede negar la posibilidad de la pronta recuperación o inclusive puede llevar a resultados irreparables o devastadores [21]. El presente trabajo proporcionará bases sólidas para aprovechar las tecnologías basadas en luz, lo que contribuirá al avance de estrategias biomédicas, impactando a futuro en el desarrollo de métodos de detección no invasiva para la realización de un diagnóstico certero de enfermedades de alto riesgo como el cáncer de mama, aportando de manera positiva a la solución de unos de los problemas prioritarios del país que es la salud.

Debido a las particularidades que poseen los láseres, ya que son una fuente de luz que tiene alta pureza espectral, direccionalidad y longitud de onda, se espera contribuir en el estudio y la caracterización de la dispersión de la luz en tejidos biológicos.

Objetivos

Objetivo general

Uso de la técnica LiDAR para medir los cambios en los coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida de tejidos sintéticos, con ayuda del Amplificador Lock-in que provee la técnica de detección sensible a fase.

Objetivos específicos

- Caracterizar el sistema óptico de laboratorio coaxial biestático (LiDAR, modelo OSRF-01).
- Diseñar e implementar un software que permita comunicar el Lock-in y la computadora.
- Analizar los cambios en la razón de los dos primeros coeficientes de la serie de Fourier en un medio sintético semitransparente debido a su densidad.
- Variar la densidad del medio sintético para analizar el efecto de la señal retroesparcida y medir la máxima resolución del sistema propuesto.

- Obtener la razón de los primeros coeficientes de Fourier de un phantom (simulador de tejido mamario).
- Obtener la relación de los coeficientes de Fourier de las muestras (medios sintéticos).
- Analizar los resultados y contrastar con la teoría esperada [22].

Diagrama a bloques

El diagrama que se muestra en la figura 1.1 muestra la conexión general de los elementos que conforman el sistema que sirve para realizar la medición de los dos primeros coeficientes de Fourier de las muestras sintéticas, principalmente compuesta por un LiDAR marca Lightware Optoelectronics, modelo OSLRF-01, un amplificador Lock-in modelo SR530.

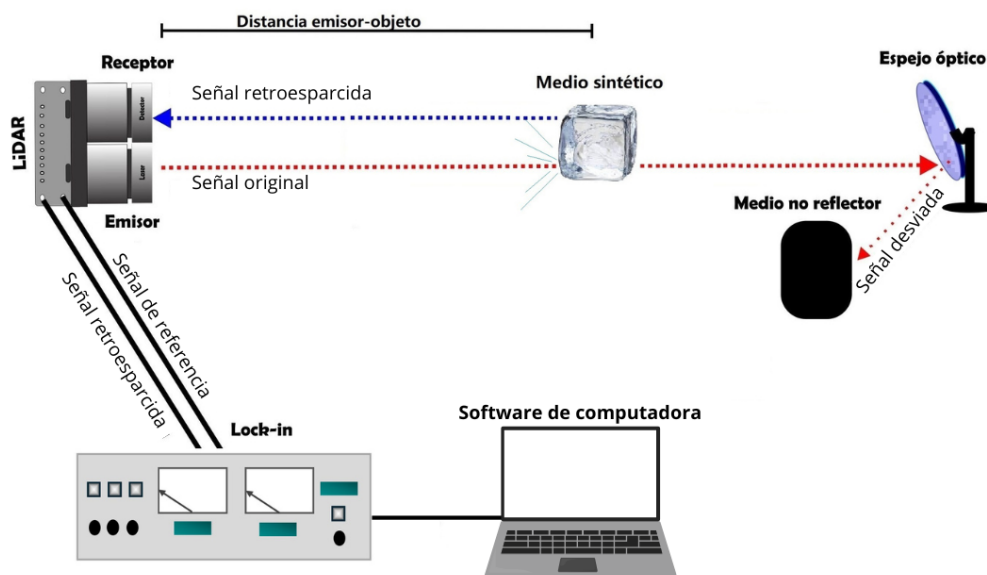


Figura 1.1: Diagrama general del montaje del sistema propuesto.

Descripción

El siguiente trabajo de tesis tiene como objetivo fundamental realizar un estudio sobre las densidades de materiales sintéticos, mediante la obtención de los primeros dos coeficientes de Fourier, para después obtener la relación entre éstas (razón matemática de los coeficientes de Fourier) de la señal retroesparcida proveniente del LiDAR, mediante la técnica de detección sensible a fase, la cual se describe a lo largo de siete capítulos.

En el capítulo 1, se hace una introducción que ayuda a describir la propuesta del trabajo, abriendo con el estado del arte, el cual nos da un panorama general de los avances

que se tienen hasta el momento sobre este tema de investigación, la justificación y se habla de los objetivos general y específicos, así como un diagrama a bloques en la que se establece la forma de trabajo.

El capítulo 2 aborda la teoría general sobre la glándula mamaria, que permite conocer la anatomía así como las manifestaciones clínicas de enfermedades benignas y malignas de la mama, abordando también un resumen sobre investigaciones de los efectos de las longitudes de onda en la piel.

En el capítulo 3 se describe la teoría sobre el LiDAR, su principio de funcionamiento, la ecuación característica en términos de potencia, así como el fenómeno de retroesparcimiento que se relaciona con el funcionamiento del LiDAR.

En el capítulo 4 se hablará sobre la implementación del sistema, la configuración del LiDAR, así como su caracterización, se hablará sobre el software de adquisición y control que se implementó y como este software nos ayudará a obtener los datos y controlar de forma remota el amplificador Lock-in.

En los capítulos 5 y 6, se encuentran las mediciones y el análisis de los resultados, respectivamente, en donde se describe como se realizan la toma de mediciones desde materiales de fácil acceso como la grenetina y selladores comerciales, hasta llegar al tejido sintético (phantom), así como su posterior análisis y validación de resultados.

Finalmente se en las conclusiones se hablará de forma resumida y en base al objetivo general planteado, a que resultados se llegó, cuales fueron las dificultades que se encontraron, en cuanto a los materiales que se trabajaron, los hallazgos, de que forma se contribuye y como los trabajos a futuro pueden mejorar en la optimización y mejora del sistema planteado.

Capítulo 2

Glándula Mamaria

Con el objetivo de entender la anatomía y funcionamiento de la glándula mamaria, en este capítulo se abordan los fundamentos de la mama femenina, así como las manifestaciones clínicas benignas y malignas, como lesiones, tumores y como se presenta el cáncer de mama. Adicionalmente se reportan algunas investigaciones que se han echo sobre el efecto de las longitudes de onda en tejidos de la piel.

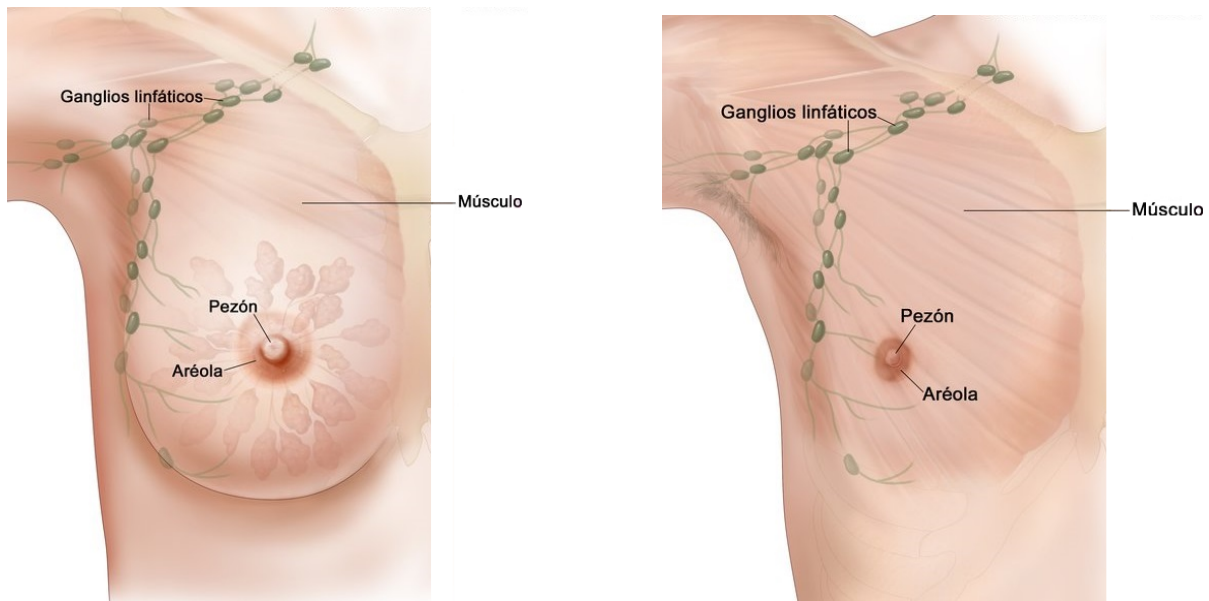
2.1. Anatomía

Aunque la anatomía de los seres humanos puede variar según el género, la fisiología masculina y femenina posee características similares y necesarias para la conservación de la vida. En un análisis de anatomía regional, las glándulas mamarias se encuentran contempladas dentro de la región del **tórax**. Las glándulas mamarias o mamas son elementos superficiales de la pared anterior del tórax tanto para la anatomía masculina como para la anatomía femenina, véase la figura 2.1; aunque en ambos sexos se cuenta con estos elementos, en los hombres el desarrollo de las glándulas ya no se puede desarrollar más a diferencia de las mujeres, en donde se ven más desarrolladas y sufren cambios a lo largo de la vida con el fin de dar paso a la reproducción humana, cuya composición esta dada mayormente por tejido glandular, fibroso y graso, en conjunto con los vasos linfáticos, sanguíneos y nervios [23].

El desarrollo de la glándula mamaria es constante, pues inicia desde muy temprano, antes de nacer cerca de la quinta y sexta semana del feto y continua su desarrollo en todo el embarazo, durante este tiempo la zona se vuelve más densa y el mesodermo se invagina ¹, las yemas mamarias se transforman en avéolos secretores, se completa con la pigmentación de la areola y el pezón [25].

En la etapa final de la niñez, y principios de la adolescencia (pubertad), especialmente

¹Formación de una bolsa o pliegue en una membrana, hoja blastodérmica o capa de tejido que se dirige hacia el interior.



(a) Glándula mamaria femenina.

(b) Glándula mamaria masculina.

Figura 2.1: Comparación de la anatomía superficial de la glándula mamaria [24].

en las niñas, se detona el cambio de la glándula mamaria, que desarrolla de entre 15 a 20 lóbulos glandulares, al mismo tiempo se componen de lobulillos más pequeños, constituidos principalmente por conductos lactíferos. Los lóbulos glandulares se unen a través de tejido conjuntivo y rodeados de grasa. En general las glándulas mamarias llegan al punto máximo de crecimiento en la etapa de embarazo y lactancia [26].

2.2. Anatomía de las glándulas mamarias femeninas

Las glándulas mamarias son órganos que se encuentran situados en la base del músculo pectoral mayor a nivel de tórax entre las costillas tres y seis [23, 26, 27], la forma está dada por un abultamiento en forma de cúpula [27], la dimensión no es un estándar, pues éste factor varía de mujer a mujer, dado por el índice de grasa por el cual se rodea el tejido glandular [23, 27].

En una mujer adulta la base de la mama rodea desde el borde esternal hasta la zona axilar media, llamada cola de Spence [25, 28], aproximadamente el 66.6% del lecho de la mama está conformado por fascia pectoral, extendiéndose en todo el pectoral.

Desde la perspectiva anatómica y para la evaluación de tumores o quistes, la mama puede dividirse en cuatro importantes cuadrantes, y así poder ubicar más claramente en dónde se encuentra exactamente la afección que se tiene, véase la figura 2.2 [23].

La configuración exterior se divide en tres grandes zonas[29]:

1. Cara posterior: De aspecto plano, ubicada y pegada a la zona pectoral la cual permite a la mama un cierto grado de movimiento.

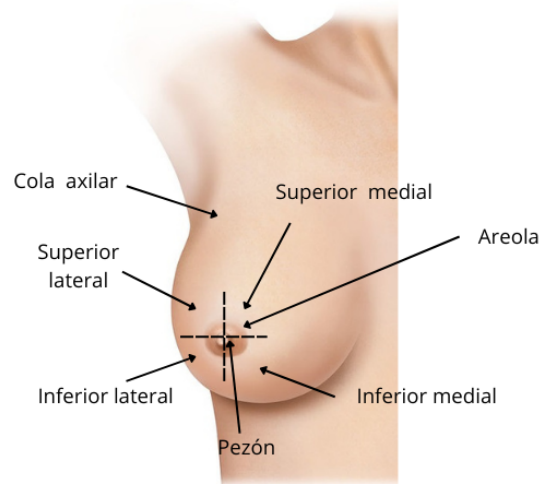


Figura 2.2: Versión gráfica de los cuadrantes de la mama derecha [24].

2. Cara anterior: En forma convexa que contiene a la areola y el pezón.
3. Circunferencia: Comprende el volumen total, no siendo muy marcada en la parte superior pues la piel está unida directamente a la piel de la clavícula, a diferencia de la parte inferior, en donde se remarca gracias al surco submamario, véase la figura 2.3, en donde es posible apreciar la vista exterior frontal de las glándulas mamarias con los componentes que son frecuentes ver a la vista.

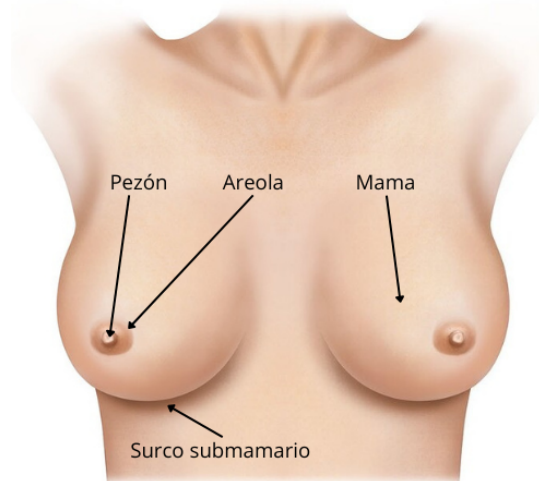


Figura 2.3: Vista exterior de la glándula mamaria [24].

La constitución anatómica de la glándula interna mamaria se compone básicamente por:

- Lobulillos

- Tejido conectivo
- Tejido adiposo
- Glándulas sebáceas y sudoríparas
- Vasos sanguíneos y linfáticos

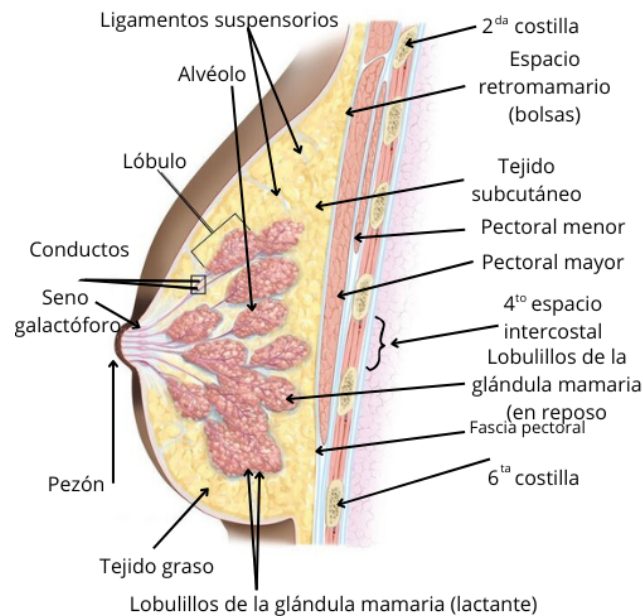


Figura 2.4: Corte transversal desde la zona media [23].

Conformada de 15 a 20 lobulillos de tejido glandular como se logra apreciar en la figura 2.4, separados a su vez por bandas fibrosas de tejido fibroso conectivo, alcanzando la dermis formando ligamentos suspensorios de Cooper [23, 30, 31].

Cada lóbulo drena a un conducto galactóforo que drena de forma independiente al pezón, convergiendo en un punto en común [23]. La mama contiene tejido glandular y adiposo, excepto en la zona retroareolar [23, 30].

La glándula es irrigada a través de arterias y vasos sanguíneos provenientes de la mama interna, tal y como se observa en la figura 2.5, torácica e intercostales, de ella parten ramificaciones que llegan hasta la piel, y una vez que llegan al pezón forman una red unida (red anastomosa) con la zona de la areola [29]. Las venas que nacen de las redes capilares forman también una red subcutánea que a nivel de la areola se dispone en forma circular y origina un círculo venoso de Haller.

Las redes venosas superficiales se unen por debajo de la red abdominal y por arriba de la red superficial del cuello y los troncos que nacen de las redes superficiales y profundas, estas acompañan a las arterias correspondientes y van a desembocar en las venas satelitales de las arterias de origen [29]. Según Guillermo Sierra, se reporta desde el siglo XIX la existencia de dos redes linfáticas en la glándula mamaria, ambas convergen en la red subareolar, en comunicación con los linfáticos galactofóricos [30].

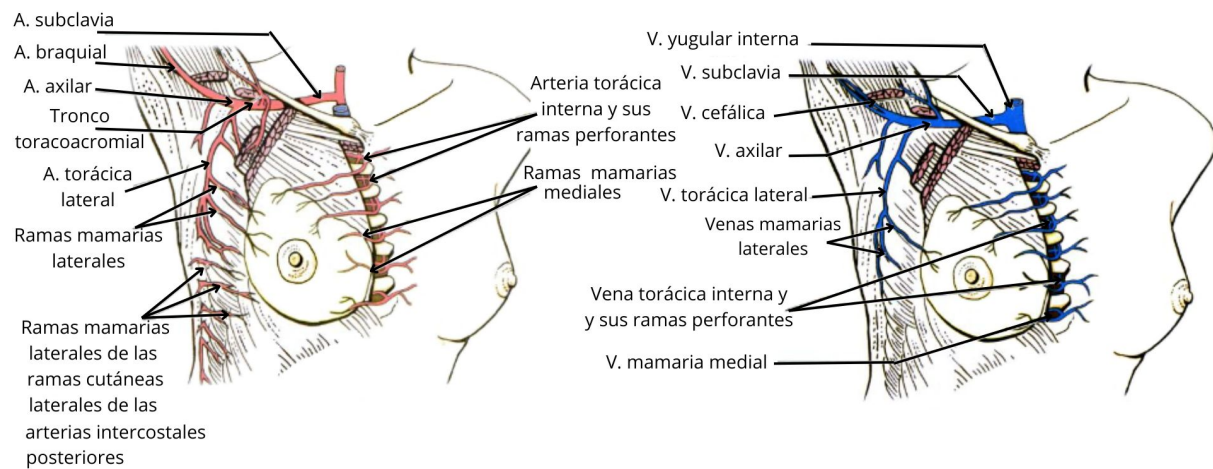


Figura 2.5: A la izquierda red de arterias y a la derecha red de venas que conforman la mama [23].

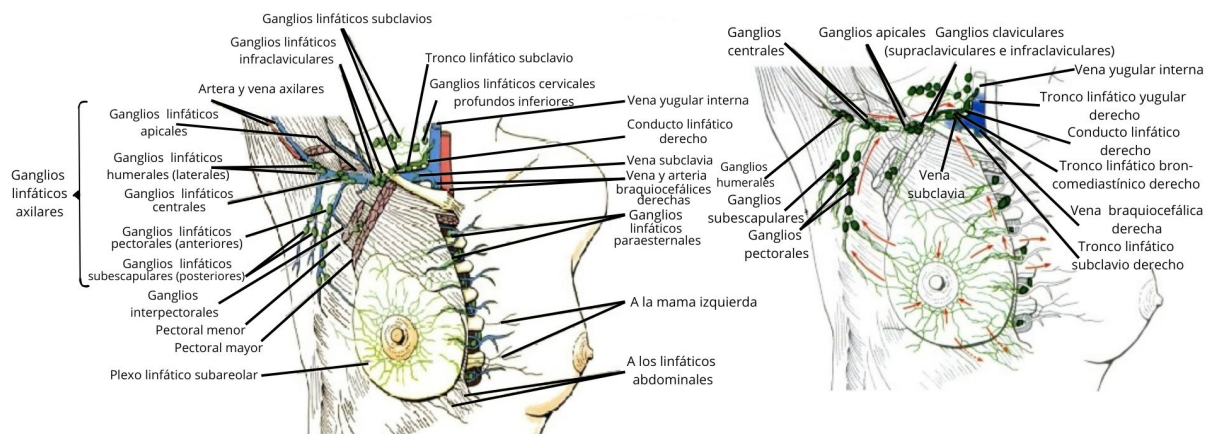


Figura 2.6: Drenaje linfático, a la izquierda ubicación de ganglios linfáticos y a la derecha red linfática a la región axilar [23].

La red linfática mamaria es muy importante en el proceso de la metástasis de células cancerígenas, la linfa va desde el pezón hasta la areola y los lóbulos de la glándula, vease la figura 2.6. Más de las tres terceras partes de la linfa especialmente la de los cuadrantes laterales de la mama drena a los ganglios linfáticos axilares, drenando ganglios que van

desde el pectoral, a otros ganglios axilares [23].

En la zona aerolar se encuentran varias glándulas, entre ellas la sebácea y sudorípara y mamarías accesorias. Están ubicadas cerca de la dermis cutánea, suelen ser muy voluptuosas y se hipertrofian durante el embarazo, formando parte de los tubérculos de Montgomery, las glándulas sudoríparas se encuentran ubicadas entre la piel y el músculo areolar, están presentes en un número y volumen variable y son muy similares a la glándula mamaria. Aunque estas son glándulas de transición entre la glándula sudorípara y mamaria [29].

2.3. Manifestaciones clínicas de la glándula mamaria

En la vida de la mujer adulta y durante el paso de los años, con el embarazo, lactancia y la falta de hormonas que ocasiona la menopausia, el estroma que incluye tejido conectivo, vasos sanguíneos, nervios y células inmunitarias, cuya función es crucial, para mantener la forma del órgano, participa en la regulación de diversas funciones fisiológicas es sustituido por tejido adiposo. Todas estas estructuras son objeto de alteraciones fisiológicas y patológicas [32].

2.3.1. Enfermedades benignas de la mama

Las enfermedades benignas de la mama son condiciones o procesos no malignos que afectan el tejido mamario, que se desarrollan a partir de alteraciones del cambio fisiológico evolutivo normal de la mama, considerándose aberraciones normales del desarrollo e involución de la mama [33, 34].

Estas condiciones pueden causar síntomas como dolor o nódulos, pero son generalmente tratables y no aumentan el riesgo de cáncer de mama. Estas *enfermedades mamarías*, son muy frecuentes, se sabe que aproximadamente el 90 % son benignas, las cuales suponen una amplia gama de alteraciones que podemos clasificar en función del síntoma principal que lleva a consultar a la mujer, tales como tumor, secreción, dolor o alteraciones en la forma de la mama y en la piel [34, 35].

A continuación algunas de las enfermedades benignas más comunes:

- Lesiones inflamatorias
- Lesiones epiteliales benignas
- Lesiones de células columnares
- Lesiones papilares

Dentro de las lesiones inflamatorias, se destacan todos los tipos de casos de mastitis, que incluyen la mastitis granulomatosa, un proceso idiopático que afecta principalmente

a mujeres de 20 a 40 años. Se caracteriza por granulomas y en algunos casos, inflamación aguda. La mastitis aguda, por otra parte se relaciona comúnmente con la lactancia, se trata eficazmente con antibióticos, aunque rara vez puede requerir cirugía, algunas veces es confundido con cáncer. Otra de las afecciones que se relaciona con este tipo de lesiones son el absceso subareolar, asociado al tabaquismo y no a la lactancia, presenta metaplasia escamosa en los conductos galactóforos, lo que lleva a obstrucción y formación de fistulas que pueden requerir cirugía. Finalmente la mastopatía linfocítica/fibrosa se presenta con múltiples lesiones, caracterizadas por un estroma denso y leve inflamación crónica, manifestándose como masas firmes en los senos.

Para el caso de las lesiones epiteliales benignas, existen afecciones que incluyen el cambio fibroquístico y la adenosis esclerosante, caracterizado por cambios en los conductos mamarios y el estroma que generan una sensación de abultamiento. Macroscópicamente, presenta quistes de diversos tamaños y tejido denso. Se clasifica en proliferativo y no proliferativo, siendo el primero ligeramente más riesgoso en relación al cáncer de mama. La adenosis esclerosante, la forma más común de adenosis, aparece a menudo como un hallazgo incidental en biopsias o puede manifestarse como calcificaciones en mamografías. Su característica histológica incluye la proliferación de acinos con preservación de células epiteliales, y puede imitar carcinomas invasivos, aunque se puede confirmar su benignidad mediante tinciones inmunohistoquímicas.

Las lesiones de células columnares suelen presentarse en mujeres premenopáusicas de 35 a 50 años y son frecuentemente detectadas en mamografías por calcificaciones. Estas lesiones se caracterizan por la presencia de células columnares, y puede ser un precursor de anomalías como la hiperplasia atípica y el carcinoma ductal, enfatizando que no se requiere cirugía en todos los casos.

Las lesiones papilares incluyen papilomas intraductales benignos, papilomas atípicos y carcinomas papilares. La mayoría son papilomas intraductales benignos, que presentan un patrón ramificado de núcleos fibrovasculares revestidos por células lumbales y mioepiteliales. Se clasifican en papilomas centrales, que son únicos y suelen causar secreción sanguinolenta del pezón, y papilomas periféricos, que son múltiples y se encuentran en la unidad lobulillar. Estos últimos a menudo están relacionados con hiperplasia ductal común, hiperplasia atípica y carcinoma [36].

2.3.2. Enfermedades malignas de la mama

En el comunicado número 78/24, que dio a conocer el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), en febrero del 2024 informa que en México se registraron 847,716 defunciones: 10.6% fue por tumores malignos (89,574). La tasa de defunciones por esta causa aumentó de forma constante, al pasar de 62.04 defunciones por cada 100 mil personas en 2012 a 68.92 en 2022, tal y como se logra apreciar en la figura 2.7 [37].

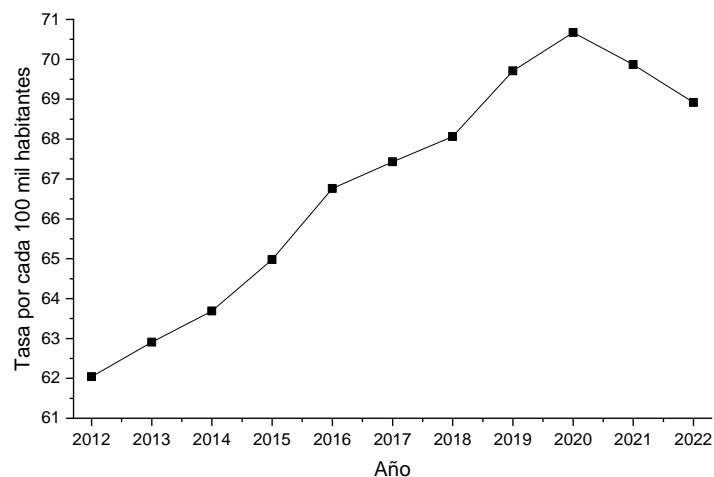


Figura 2.7: Registro de tasa de defunciones por tumores malignos de 2012 a 2022 [37].

Según el autor De Keith L. Moore conocer el drenaje linfático ayuda a predecir la metástasis, en el carcinoma de mama. Los carcinomas de mama son tumores malignos, regularmente se presentan en forma de adenocarcinomas que provienen de las células epiteliales de los conductos glandulares mamarios [23], véase la figura 2.8.

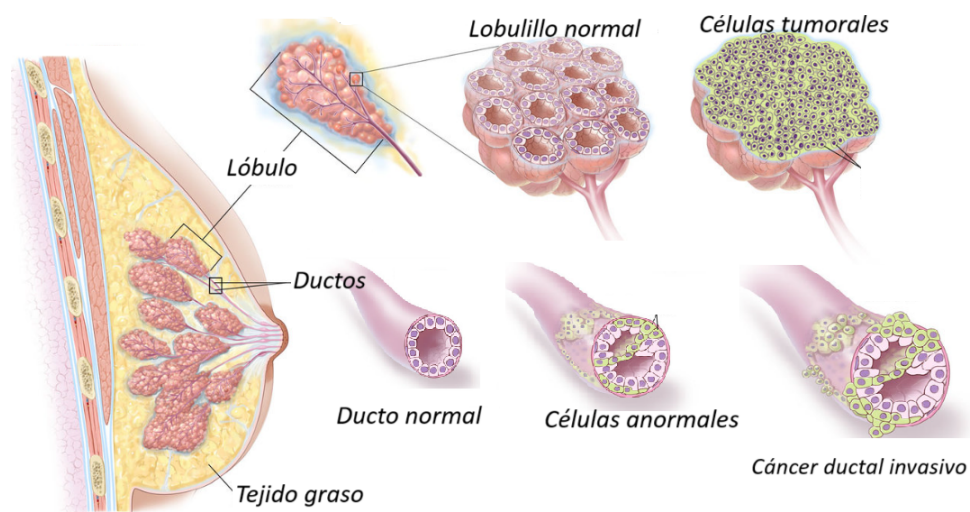


Figura 2.8: Vista de conductos glandulares [24].

Las células en metástasis que logran introducirse en la red linfática, a través de un vaso, véase en la figura 2.9 pasan por dos o mas grupos de ganglios, esto produce cambios físicos externos en la mama, como piel gruesa (piel de naranja), depresión en zonas de la glándula mamaria, hasta hundimiento del pezón. En la figura 2.10 se pueden apreciar algunos de los síntomas más comunes de cáncer de mama en las etapas iniciales.

La mayoría de los canceres mamarios típicamente se extienden por los vasos y conductos linfáticos, a esto se le conoce clínicamente como metástasis linfогénica, arrastrando

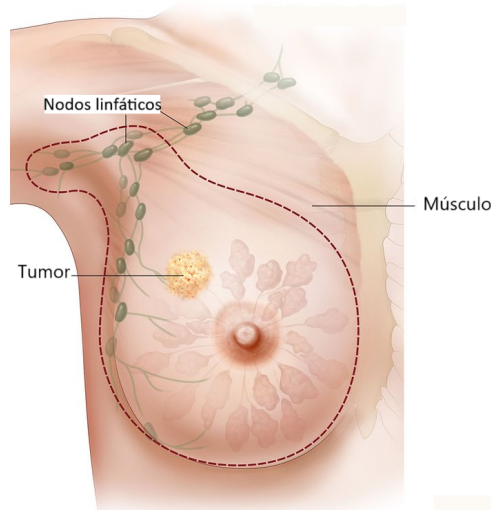


Figura 2.9: Drenaje linfático de la mama [24].



Figura 2.10: Parámetros visuales de cambios en la glándula mamaria.

células cancerígenas desde la mama hasta la zona de los ganglios, es decir las axilas, accediendo a las zonas más importantes de comunicación entre los ganglios y la red linfática, siendo estas áreas más expuestas para el desarrollo de la metástasis [23].

En resumen, el carcinoma es un tipo de cáncer que puede metastatizar, mientras que la metástasis es una complicación crítica que puede ocurrir en muchos tipos de cáncer, incluidos los carcinomas. La metástasis es un factor clave en la gravedad de la enfermedad y en la planificación del tratamiento.

2.3.3. Factores de riesgo

Los factores de riesgo son características o comportamientos que aumentan la probabilidad de desarrollar una enfermedad, en el caso del cáncer de mama, algunos factores de riesgo se pueden cambiar y otros no, ya sea por que son factores natos o hereditarios, sin

embargo al menos 60 % de los casos carece de algún factor de riesgo que sea identificable, por lo que, en principio, todas las mujeres se encuentran en riesgo, veáse la siguiente lista, de los cuales se destacan los siguientes:

- Antecedentes familiares
- Mutación genética
- Alcohol
- Factores reproductivos
- Enfermedad benigna de la mama
- Radiación de la mama

El diagnóstico se establece mediante un interrogatorio detallado, examen físico, estudios de imagen y biopsia de la lesión. La exploración física se realiza en dos posiciones: sentada y supina, con palpación por cuadrantes, buscando adenopatías en axilas y supraclaviculares, así como crecimiento hepático y evaluación pulmonar. Aunque es un método común, su exactitud es baja y depende del tamaño del tumor y de la experiencia del médico [38].

2.4. Efectos de la longitud de onda en tejidos de la piel

Los avances de la tecnología en láseres, han ampliado las opciones terapéuticas para afecciones como el acné, las cicatrices, los tatuajes y el envejecimiento cutáneo, con mínimos tiempos de recuperación.

Actualmente la tecnología láser en dermatología ha revolucionado los tratamientos cutáneos, ofreciendo resultados precisos y efectivos. Los láseres permiten focalizar la energía en áreas específicas de la piel, reduciendo el daño en tejido circundante.

Un conocimiento adecuado de la propagación de la luz en la piel es esencial para la interpretación de las mediciones ópticas biomédicas y la optimización de la dosis de radiación[8–10]. Los sistemas láser se han convertido en una herramienta útil para la cirugía endoscópica de tejidos blandos, por ejemplo los láseres Ho:YAG ($\lambda = 2100$ nm), Tm:YAG ($\lambda = 2010$ nm) y KTP ($\lambda = 532$ nm) se usan comúnmente en urología para el tratamiento de la hiperplasia benigna de próstata (HPB), así como otros métodos quirúrgicos [11].

Los sistemas láser permiten que una cantidad suficiente de luz penetre en el tejido biológico y active ciertos procesos para el tratamiento de enfermedades superficiales de la piel [8].

La cantidad de luz sugerida y la selección de longitud de onda pueden variar según la situación del tratamiento y el tipo de lesión o padecimiento del individuo.

En algunos artículos se reportan simulaciones con distintas longitudes de onda láser con modelos de dispersión de simulación (phantom) [8] o cultivos celulares de hidrogel [39]. En el primero, compuesto por capas importantes de la piel, como: el estrato córneo, la epidermis y la dermis, donde se simulan la propagación de fotones en el tejido debido a su precisión, flexibilidad y capacidad para describir la propagación del láser en la piel [8], véase la figura 2.11.

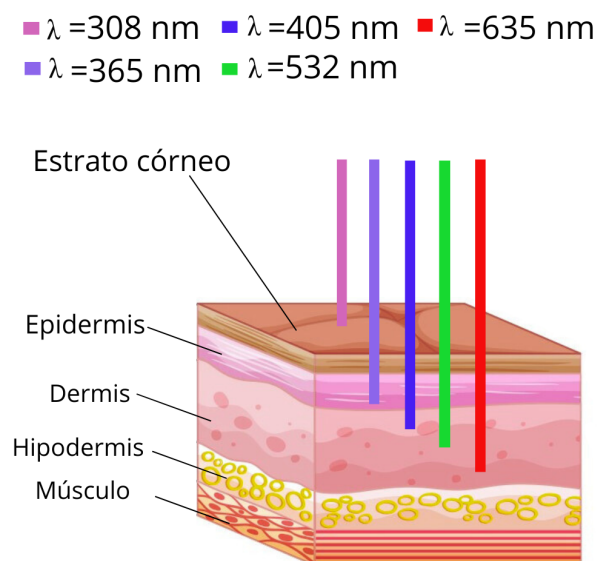


Figura 2.11: Simulación en un phantom con 5 diferentes longitudes de onda: 308 nm (UVB), 365 nm (UVA), 405 nm (azul), 532 nm (verde) y 635 nm (rojo) [8].

En [40] se reportan los resultados de aplicar radiación láser a un tejido ex-vivo (riñón porcino), en tres formas distintas con un láser de fibra en modo (onda continua, pulso convencional y superpulso), concluyendo que el tejido porcino se puede controlar en un amplio rango con parámetros del láser, desde vaporización y coagulación profunda hasta daños termo mecánicos más superficiales.

Actualmente ya se han corroborado algunos estudios con láseres de alta intensidad (1064 nm), como una herramienta para terapia, también conocida como terapia con láser intensivo (HILT) en la terapia ortopédica, reportando los posibles efectos secundarios o reacciones poco agradables, durante 6 sesiones de terapia, como presencia/ausencia de efectos secundarios locales que pueden ocurrir temporalmente, como el eritema, hiposensibilidad, hipersensibilidad, petequias o sensación desagradable de calor en pacientes humanos, obteniendo un porcentaje del 5% de un total de 20 voluntarios, en los que los efectos secundarios se presentaron en ese momento, después de 6 aplicaciones a una potencia de 10 W, a una frecuencia de 25 Hz, con un λ de 1064 nm, con un área a tratar de 25 cm^2 , durante 2 minutos, véase la figura 2.12 y la tabla 2.1.

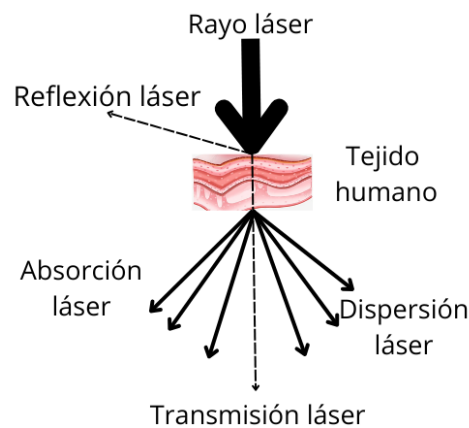


Figura 2.12: Diagrama de la interacción de la piel con un láser [41].

| Parámetros | No. pacientes | No. aplicaciones | Promedio % |
|---------------------------------------|---------------|------------------|------------|
| Eritema | 0 | 0 | 0 |
| Hiposensibilidad | 0 | 0 | 0 |
| Hipersensibilidad | 0 | 0 | 0 |
| Petequias | 0 | 0 | 0 |
| Sensación desagradable de calefacción | 1 | 6 | 5 |

Tabla 2.1: Tabla de resultados que incluyen número de pacientes, número de aplicaciones y porcentajes [41].

Uno de los parámetros de los láseres de onda ultrasónicas dependen no solo de que tan profundo sea el camino o medio, la difusión termal, elástica y las características del tejido, así como la excitación del pulso láser, la forma, punto de enfoque y ancho de pulso [42]. En se reportan simulaciones de modelos de piel simulando tres capas de piel, con el objetivo de estudiar los efectos que se tiene al variar la longitud de onda, en la que se reportan tanto análisis térmico y mecánico, en donde se simula la interacción con un haz láser, considerando la distribución espacial y temporal, en conjunto con las características de la absorción y dispersión del material, reportando resultados en los que el haz se absorbe altamente en la piel, lo que muestra que se generan amplitudes de ondas mucho mayores usando una fuente láser que se penetra más profundamente en el tejido de la piel, lo cual causará un aumento significativo en la temperatura de hasta un grado, sin embargo aunque se alcance llegar en las capas más profundas de la piel se presenta la desventaja de que se afecta un mayor volumen de tejido y aumenta en gran medida las probabilidades de dañar la piel, con un láser de 50 mJ [42].

Capítulo 3

Tecnología LiDAR

A lo largo de este capítulo, se presentan los principios fundamentales detrás del funcionamiento del LiDAR, desde su funcionamiento básico, pasando por la revisión de la ecuación en términos de potencia recibida y cómo esta depende de distintos parámetros que pueden modificar la energía recibida. Mostrando que el proceso de medición de LiDAR no es tan sencillo como la simple transmisión y recepción de pulsos; diversos factores, como el esparcimiento molecular y la absorción de la luz por el medio receptor, pueden influir significativamente las mediciones.

Además, se profundizará en el concepto de esparcimiento y retroesparcimiento, fenómeno que se relaciona directamente con el LiDAR, mediante el cual una parte de la luz láser que impacta sobre una superficie es reflejada de vuelta hacia el sensor (receptor), y cómo este proceso es crucial para obtener información sobre el tipo de medios que se trabaja. En este sentido, la capacidad del LiDAR para captar la luz reflejada varía según las propiedades de la superficie que está siendo escaneada. Para abordar las complejidades de estas señales, se utilizarán herramientas matemáticas como las series de Fourier, que permiten analizar y descomponer las señales de retroesparcimiento, mejorando la interpretación de los datos.

3.1. Fundamentos del LiDAR

Betsavias, EP. define en su trabajo “Lidar remote sensing and application”, al sistema LiDAR, por su acrónimo en inglés (*Light Detection and Ranging*), como Detección y alcance de luz, cuya tecnología mide distancias en función del retardo de la señal transmitida y la señal detectada, citado por P. Dong y Q. Chen. [43].

Se pueden clasificar según el tipo de láser en: láser pulsado o continuo, los láseres de rango pulsados, transmiten energía de muy corta duración y se basan en la diferencia de amplitudes entre las señales transmitidas y recibidas; por el contrario los láseres de onda continua detectan rangos basándose en la diferencia de fase entre las señales transmitidas

y recibidas [43].

Un LiDAR mono estático basa su funcionamiento en la emisión de pulsos de luz láser desde una base fija, misma en la que se encuentra el receptor, la medición del tiempo de retorno de las porciones del pulso al sensor permite calcular la distancia que separa a éste de la superficie incidente [44].

El sistema LiDAR opera al unir un haz láser estrecho con un dispositivo receptor, utilizando rayos láser de tipo infrarrojo para generar pulsos de luz ultra cortos y de alto poder, en la medida que el pulso pasa a través del medio, la luz esparcida que regresa es detectada por un sistema óptico y se analiza electrónicamente para proporcionar una medición de la intensidad de la luz reflejada por constituyentes del objetivo en función de la distancia desde el sensor [45].

El receptor calcula con precisión el tiempo que toma para que el pulso viaje desde su emisión hasta su retorno. Debido a que la velocidad de la luz es una constante conocida, se puede convertir el tiempo de viaje en una medida de distancia. El láser puede emitir pulsos a diferentes velocidades, desde unos pocos por segundo hasta decenas de miles por segundo, permitiendo la recopilación de grandes volúmenes de datos.

La principal configuración de un sistema LiDAR consta de un elemento emisor y un receptor, el emisor generalmente se trata de un elemento óptico que emite pulsos de luz ultracortos (láseres), algunos de ellos están mejorados con sistemas expansores de haces que son capaces de disminuir la divergencia de los láseres, por otro lado el receptor que forma parte del sistema LiDAR funciona como un recolector de un cierto índice de luz reflejada a causa del medio en el cuál el haz láser incide, recibiendo los fotones esparcidos en dirección contraria a la emisión del haz y que es posteriormente convertida en una señal eléctrica, tal y como se muestra en la figura 3.1 [46].

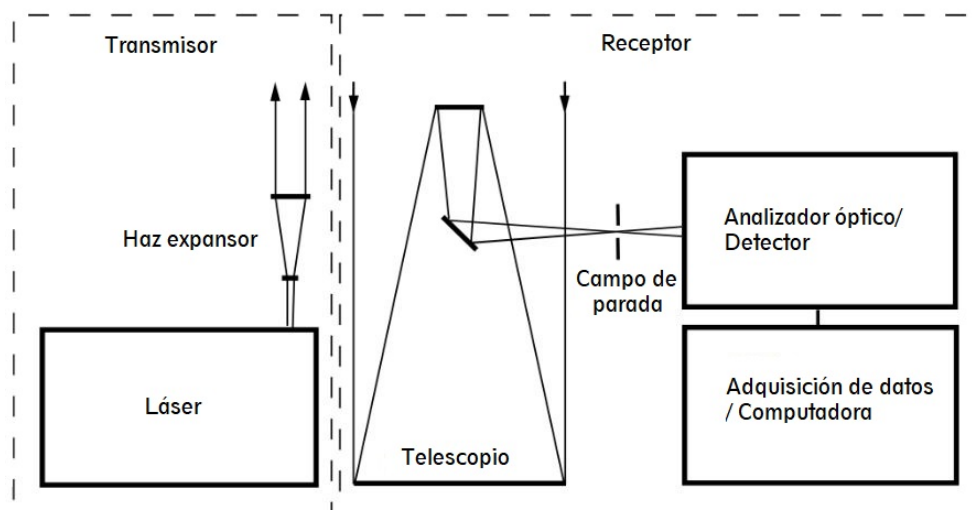


Figura 3.1: Configuración convencional de un LiDAR [46].

Aunque los rayos láser ya están altamente colimados, su divergencia a menudo se redu-

ce aún más mediante la expansión del haz a valores del orden de 100 urad. Dependiendo del propósito para el cual se use el LiDAR es necesario manejar un campo de visión pequeño para métodos LIDAR basados en la detección de señales con alta resolución espectral debido a los pequeños ángulos de aceptación en la longitud de onda selectiva para dispositivos ópticos.

El campo de visión está determinado por una parada de campo en el plano focal de la óptica del receptor. La disposición geométrica de la óptica del emisor y del receptor determina el grado de compresión de la señal a distancias cercanas al LiDAR. A distancias cortas, el rayo láser no puede reflejarse completamente en el detector. Por lo tanto, sólo se mide una parte de la señal de retorno del LiDAR. Esta parte varía con la distancia y depende del diámetro del rayo láser, forma y divergencia.

3.1.1. Ecuación del LiDAR

En un sistema LiDAR monoestático, es decir donde tanto el emisor como el receptor están ubicados en un mismo lugar, la ecuación que describe el rendimiento del sistema en su forma más simple, puede verse matemáticamente como a continuación se describe:

$$P(R) = KG(R)\beta(R)T(R) \quad (3.1)$$

donde $P(R)$ es la potencia recibida del sistema a una cierta distancia R , K representa el rendimiento del LiDAR, $G(R)$ describe la medición del rango geométrico, $\beta(R)$ es el coeficiente de retrodispersión y $T(R)$ es el término de transmisión.

El parámetro K define el rendimiento del LiDAR que puede expresarse como el producto de la potencia inicial P_0 por la longitud del volumen desde que se disperso la luz que se recibe en un instante de tiempo, denominado longitud del pulso efectivo $c\tau/2$ por la eficiencia del sistema de forma mas detallada, como sigue:

$$K = P_0 \frac{c\tau}{2} A\eta \quad (3.2)$$

donde $c\tau$ es la longitud del volumen iluminado por el pulso del láser en un tiempo fijo, el factor $1/2$ aparece debido a un aparente plegado del pulso láser a través de el proceso de retroesparcimiento, A es el área de la óptica receptora, principal responsable de la colección de luz retrodispersada y η es la eficiencia general del sistema.

El segundo elemento $G(R)$ describe la medición del rango geométrico y puede entenderse como el cociente de la superposición del campo de visión del receptor sobre la disminución cuadrática de la señal.

$$G(R) = \frac{O(R)}{R^2} \quad (3.3)$$

donde la función $O(R)$ de superposición del campo de visión del receptor láser. Los

parámetros anteriormente mencionados están sujetos a la configuración del LiDAR; por ende pueden ser manipulados por el experimentador.

El tercer elemento $\beta(R)$ es el coeficiente de retroesparcimiento especificado a una distancia R ; cualitativamente puede entenderse como la sumatoria de todos los dispersores que se encuentran durante toda la trayectoria del medio hasta el detector; es decir provee información sobre la señal dispersada que viene de regreso.

$$\beta(R, \lambda) = \sum_j N_j(R) \frac{d\sigma_{j,sca}}{d\Omega}(\pi, \lambda) \quad (3.4)$$

donde $\beta(R, \lambda)$ representa el coeficiente de retrodifusión que describe cuánta luz se dispersa hacia atrás, es decir, hacia el receptor lidar, N_j es la concentración de partículas de dispersión de tipo j en el volumen iluminado por el pulso láser, $d\sigma_{j,sca}(\pi, \lambda)/d\Omega$ la dispersión diferencial de las partículas sección transversal para la dirección hacia atrás en la longitud de onda λ .

El elemento $T(R)$ es el término de transmisión, representa el índice de pérdida de la luz desde el emisor hasta una distancia R y de regreso; es una forma específica de la ley de Lambert Beer-Bouger para el sistema LiDAR; donde la integral considera la ruta desde el emisor hasta un punto fijo con una distancia R y el factor que es representado por la constante 2, representa la ruta de transmisión bidireccional del recorrido del haz.

$$T(R) = \exp \left[-2 \int_0^R \alpha(r, \lambda) dr \right] \quad (3.5)$$

Entonces la ecuación anterior puede resumirse como la suma de todas las pérdidas de transmisión, la cual se denomina extinción de la luz y $\alpha(r, \lambda)$ es el coeficiente de extinción. Los anteriormente mencionados son términos desconocidos y por tanto no controlados por el investigador.

Una vez explicados y desarrollados los elementos por separado, ahora es posible ver a la ecuación del sistema LIDAR, de forma más completa como a continuación se muestra:

$$P(R, \lambda) = P_0 \frac{c\tau}{2} A\eta \frac{O(R)}{R^2} \beta(R, \lambda) \exp \left[-2 \int_0^R \alpha(r, \lambda) dr \right] \quad (3.6)$$

Es importante destacar que la señal detectada puede considerarse como la suma de la señal LiDAR previamente mencionada y la contribución de fondo P_R [47]. Donde claramente puede observarse que la potencia del sistema esta en función de la señal retroesparcida y el recorrido del haz hasta la fuente esparsora que se encuentra a una distancia R .

La potencia recolectada a través del receptor es típicamente muy pequeña, además, está propensa a pérdidas de fotones debido a la interferencia durante su recorrido; adicionalmente, la contaminación de señales indeseadas (ruido) afectan la señal hasta su

regreso, pudiendo distorsionar la información. Debido a lo anteriormente descrito sobre las características del LiDAR, es muy probable de la señal recolectada necesite de técnicas de medición adecuadas para su correcto manejo e interpretación.

3.2. Esparcimiento y absorción molecular

Las propiedades ópticas que se observan en materiales en estado sólido con un amplio rango de frecuencias de luz se pueden agrupar en un conjunto limitado de fenómenos generales. El grupo más básico incluye reflexión, propagación y transmisión, como se representa en la figura 3.2, en donde se muestra un haz de luz incidiendo en un medio óptico. Parte de la luz se refleja en la superficie, mientras que el resto ingresa al medio y se propaga a través de él. Si una parte de esta luz busca regresar a la superficie, puede reflejarse nuevamente o continuar su trayectoria a través del medio.

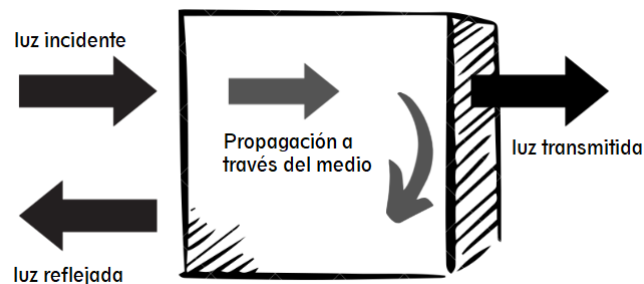


Figura 3.2: Diagrama que representa la reflexión, propagación y reflexión [48].

La cantidad promedio de luz transmitida se relaciona con la reflectividad en la parte delantera y trasera de la superficie, y también ilustra cómo la luz se propaga a través del medio. Los fenómenos que pueden ocurrir mientras la luz se propaga a través de un medio óptico se representan en la figura 3.3 [49].

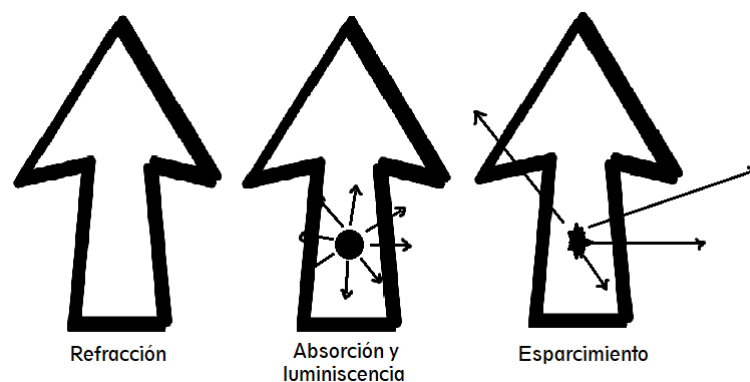


Figura 3.3: Diagrama que representa la reflexión, propagación y reflexión.

El esparcimiento es un fenómeno en el que la luz cambia la dirección y algunas veces la frecuencia después de interactuar con el medio, el número total de fotones no se altera,

pero el número que va hacia adelante decrece, ya que la luz empieza a redirigirse en otras direcciones. El esparcimiento por tanto sufre el mismo efecto de atenuación como el proceso de absorción.

El esparcimiento es elástico si la frecuencia de la luz esparcida cambia en el proceso. La diferencia en la energía del fotón en el proceso de esparcimiento inelástico tiene que ser tomado desde el medio si la frecuencia incrementa o provee al medio si la frecuencia decrece [49].

Un átomo normalmente puede esparcir la luz dándole otra dirección sin alterarla. Sin embargo, si la energía del fotón equivale a la de los estados excitados, el átomo absorberá la luz. La luz dispersa generada consiste en un fotón que se irradia en una dirección específica, transportando la misma cantidad de energía que el fotón original, lo cual se conoce como dispersión elástica.

Cuando la luz incide sobre un átomo, el proceso de excitación y emisión espontánea se repite de manera rápida. Los átomos tienen una fuerte afinidad por interactuar con la luz resonante, lo que se refleja en su alta sección eficaz de absorción [48].

3.3. Retroesparcimiento

El retroesparcimiento es un proceso de esparcimiento de la luz u otra radiación electromagnética que se propaga en la dirección opuesta a la fuente incidente. Se refiere al esparcimiento de partículas o elementos que reflejan la luz hacia atrás en la misma dirección de donde provino la fuente de luz. Este fenómeno se utiliza en diversas aplicaciones, incluyendo la detección de partículas en suspensión y la medición de distancias en tecnologías como el LiDAR [50].

En la figura 3.4, se puede apreciar un diagrama de esparcimiento múltiple en la geometría de un LiDAR. La flecha gris gruesa que se encuentra centrada representa el pulso láser proveniente del emisor; las flechas en color negro delgadas, representan las superficies en el que se esparcen; y los dos pares de líneas finas, los límites de dos campos de visión del receptor, uno estrecho para la detección de esparcimiento casi única y otro más ancho para la detección de esparcimiento múltiple.

Este esquemático resume los eventos de esparcimiento que contribuyen al retorno del LiDAR. Los modelos de esparcimiento único tienen en cuenta sólo la radiación esparcida una vez, desde el pulso láser saliente hacia el receptor, como muestra la flecha de línea punteada en la figura 3.4. Sin embargo, si el campo de visión es lo suficientemente amplio y el camino libre hasta el medio esparcador y lo suficientemente corto como para que parte de la radiación esparcida permanezca dentro del campo de visión, parte de ella se volverá a esparcir en el receptor.

En la mayoría de las aplicaciones convencionales, se tiene cuidado de mantener el

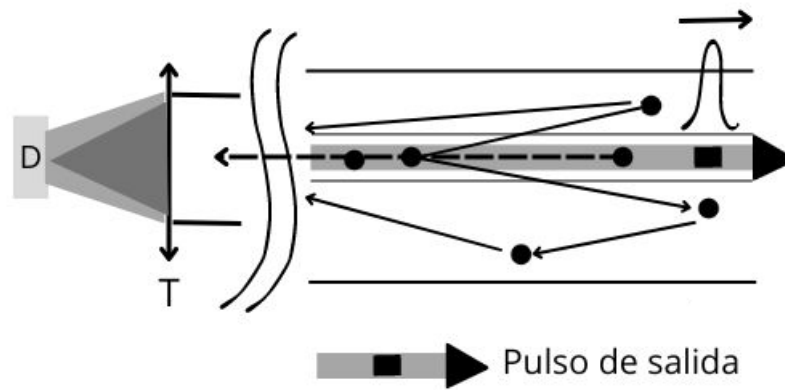


Figura 3.4: Diagrama que muestra un modelo simple del retroesparcimiento [46].

campo de visión lo más estrecho posible para minimizar las múltiples contribuciones de esparcimiento, pero nunca puede ser infinitamente pequeño para satisfacer la condición de esparcimiento único. Es decir la cantidad de radiación esparcida múltiple recogida crece inversamente con la anchura angular del pico delantero de la función de fase de esparcimiento. Para partículas de tamaños comparables o mayores que la longitud de onda LiDAR, el ancho del pico es inversamente proporcional al tamaño promedio de partícula. Por lo tanto, la intensidad de la señal LiDAR multiesparcida, y particularmente su tasa de aumento con el campo de visión, depende del tamaño de las partículas además de la densidad de las mismas [46].

3.4. Series de Fourier

La serie de Fourier es una herramienta matemática fundamental en el análisis de señales y funciones periódicas. Fue desarrollada por el matemático francés Jean-Baptiste Joseph Fourier (1768-1830). “El espectro de frecuencia de la señal se puede generar mediante la representación de la señal como una suma de sinoides que se conoce como *Series de Fourier*” [51]. Es decir la serie de Fourier se utiliza para descomponer una función periódica en una suma infinita de funciones seno y coseno (armónicos) con diferentes frecuencias y amplitudes [48, 51, 52].

Por lo tanto, cuando se refiere a la serie de Fourier, se habla de una transformación de la señal original en el análisis de la frecuencia que nos permite extraer información sobre la frecuencia de un ciclo (cualquier función periódica) cuando conocemos sólo una parte de su comportamiento [53].

En la figura 3.5 se muestra que al emplear varias funciones de tipo sinusoidales cuyas amplitudes, longitudes de onda y fases relativas hayan sido seleccionadas, es posible sintetizarlas en una suma, la teoría radica en el teorema de Fourier que refiere que una función con un período espacial λ puede sintetizarse por la suma de funciones armónicas cuyas

longitudes de onda varían en submúltiplos enteros de λ (es decir $\lambda, \lambda/2, \lambda/3$, etcétera) [48].

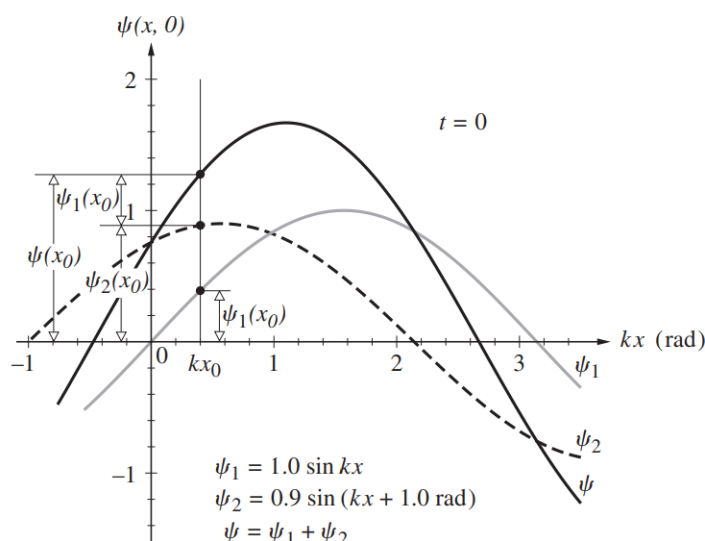


Figura 3.5: Resultado de la superposición de dos ondas sinusoidales $E = E_1 + E_2$ [48].

Entonces el teorema de Fourier de una función $x(t)$, puede expresarse matemáticamente como una suma finita de sinusoides en general [52].

$$x(t) = c_0 + \sum_{i=1}^n 2|c_n| \cos(n\omega_0 t + \angle c_n), -\infty < t < \infty \quad (3.7)$$

donde $x(t)$ representa la serie trigonométrica de Fourier de la señal periódica $x(t)$, ω_0 es la frecuencia fundamental (rad/seg), equivalente a $2\pi/T$, T representa el periodo y c_0 es la constante o valor de corriente directa de la función, expresada por:

$$c_0 = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t) dt \quad (3.8)$$

donde c_n es la magnitud para $n = 1$, $\angle c_n =$ ángulo del número complejo $c_n = |c_n| \exp^{j\angle c_n}$, para $n = 1$ y está dada por:

$$c_n = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t) e^{-j\omega_0 t} dt \quad (3.9)$$

donde $2|c_n|$ es el valor pico del n ésimo armónico, $2|c_n| \cos(n\omega_0 t + \angle c_n)$ conocida como el n ésimo armónico de la señal periódica $f(x)$. En este caso, hablar del n ésimo, se refiere a que la frecuencia $n\omega_0$ de esta componente es n veces la frecuencia fundamental ω_0

Al usar la identidad trigonométrica:

$$A \cos \beta t - B \sin \beta t = \sqrt{A^2 + B^2} \cos(\beta t + \theta) \quad (3.10)$$

donde:

$$\theta = \begin{cases} \tan^{-1}\left(\frac{B}{A}\right), & \text{cuando } A > 0 \\ 180^\circ + \tan^{-1}\left(\frac{B}{A}\right), & \text{cuando } A < 0 \end{cases} \quad (3.11)$$

Es posible escribir la representación en serie de Fourier como sigue:

$$x(t) = c_n + \sum_{i=1}^n [a_n \cos(n\omega_0 t) + b_n \sin(n\omega_0 t)] \quad (3.12)$$

Es apreciable que c_0 es un componente poco significativo de la función y sólo resulta provechosa en aquellos escasos puntos donde cruza la curva $f(x)$. De la misma forma, al añadir el siguiente término las cosas mejoran un poco ya que la función será escogida de tal manera que cruce la curva $f(x)$.

En resumen, una función periódica $f(x)$ puede representarse como una serie de Fourier, donde conociendo $f(x)$ los coeficientes se calculan usando:

$$c_0 = \frac{2}{\lambda} \int_0^\lambda x(t) dt \quad (3.13)$$

Para encontrar a_n y b_n

$$a_n = \frac{2}{\lambda} \int_0^\lambda x(t) \cos(n\omega_0 t) dt \quad (3.14)$$

$$b_n = \frac{2}{\lambda} \int_0^\lambda x(t) \sin(n\omega_0 t) dt \quad (3.15)$$

La figura 3.6 es una representación gráfica de las sumas parciales de la serie, a medida que el número de términos aumenta se observa una forma de onda más fina.

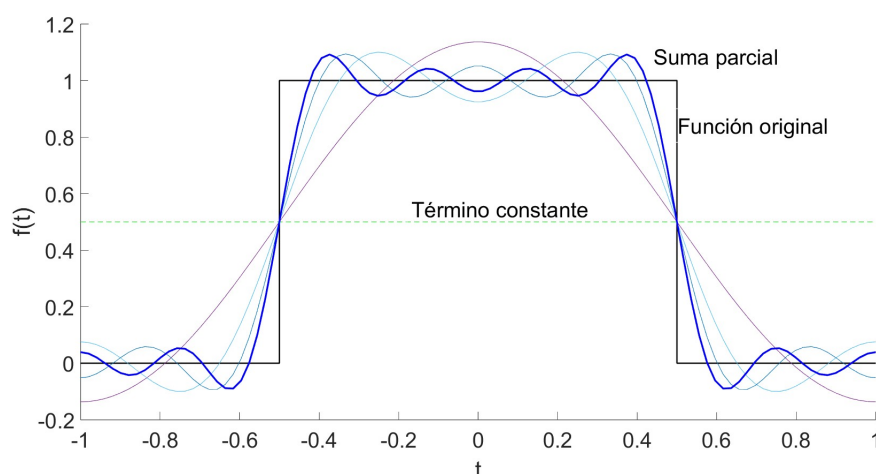


Figura 3.6: Suma parciales de la señal [48].

Lo realmente importante no es el número total de términos en la serie a sumar, sino las dimensiones relativas de las características más pequeñas que se estén reproduciendo y

las longitudes de onda correspondientes disponibles (no se podrá construir la función con bloques que no sean más pequeños que la función). Si existen detalles finos en el perfil, la serie deberá contener contribuciones de longitudes de onda comparativamente corta (o en el dominio temporal, de periodo corto) [48].

3.5. Razón de los coeficientes de Fourier

Una razón aritmética se define como el cociente entre dos magnitudes del mismo parámetro (Adimensional) entre los primeros dos coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida es la relación de magnitud que existe entre ellos, cuando ésta proviene de medios a una cierta densidad.

$$razón = \frac{|c_1|}{|c_2|} \quad (3.16)$$

donde:

$$|c_1| = \sqrt{b_1^2 + a_1^2}, \text{ magnitud de los coeficientes para la frecuencia fundamental } \omega_0.$$

$$|c_2| = \sqrt{b_2^2 + a_2^2}, \text{ correspondientes a la segunda frecuencia armónica } 2\omega_0.$$

Esta razón de los primeros dos coeficientes de Fourier, nos describen como se comporta la señal retroesparcida, como una consecuencia de haber atravesado un medio sintético, y como estos medios debido a sus propiedades físicas de densidad e índices de refracción alteran la señal desde la perspectiva de análisis de Fourier. Es decir, la magnitud de la razón de los dos primeros coeficientes de Fourier dependen de la forma de la señal retroesparcida, ya que ante cualquier cambio mínimo que sufra la señal retroesparcida, esta se puede entender como una señal totalmente diferente en el dominio de la frecuencia, cambiando el primer y segundo coeficiente en su serie de Fourier, detectando así cambios en las propiedades ópticas del medio.

La ventaja principal de medir los coeficientes de Fourier, es que se elimina el ruido, entonces en lugar de ver el cambio en la forma de la señal que pudiera ser afectada por ruido ante cambios muy pequeños, esta sería imperceptible de notar, ya que el ruido podría impedir ver la forma de la señal real.

Entonces si se miden los coeficientes de Fourier desde un amplificador Lock-in, no se toma en cuenta el ruido y las mediciones se pueden hacer con mayor precisión.

Capítulo 4

Implementación del sistema

En este apartado se describe detalladamente la conexión del arreglo experimental, tomando en cuenta las especificaciones del elemento óptico y el amplificador Lock-in, los cuales cumplen un papel relevante dentro del arreglo para la toma de medición, se hablará también del acondicionamiento de la señal, así como la caracterización de las señales de retroesparcimiento para observar su comportamiento, así como la descripción del desarrollo del software de adquisición, las cuales se dividen en las siguientes secciones.

Todo lo anteriormente mencionado conforma los elementos físicos y de software que hacen posible la adquisición de datos para estudiar las razones de los coeficientes de Fourier de los medios que el capítulo siguiente se analizaran.

4.1. Descripción del sistema

El sistema de medición esta conformado principalmente por tres etapas: Envío de la señal (pulsos de luz), recepción de la señal retroesparcida y la adquisición y procesamiento de datos, para mayor referencia véase la figura 1.1.

En la primera y segunda etapa, el LiDAR envía pulsos periódicos de luz infrarroja (850 nm) hacia el medio sintético, dependiendo de las características de éste, una parte de la señal retorna (señal retroesparcida) al sensor del LiDAR, en particular la luz o señal retroesparcida es la que el sistema óptico LiDAR recibe.

La etapa de recepción y adquisición de datos se hará con la ayuda de la técnica de detección sensible a fase, la cuál provee el amplificador Lock-in, que nos indicará los dos primeros coeficientes de la serie de Fourier de la señal retroesparcida, que nos proporciona información sobre la conducta espectral de la señal [52].

Lo anteriormente mencionado se puede referenciar en el siguiente diagrama a bloques, en donde se presenta una generalización del funcionamiento del sistema, véase la figura 4.1.

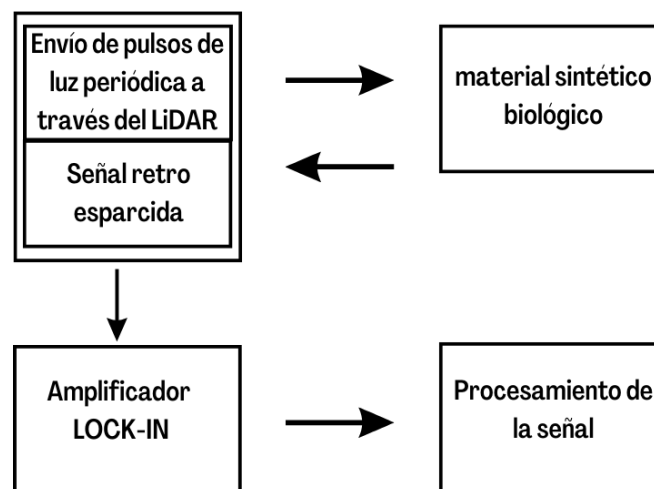


Figura 4.1: Diagrama general de funcionamiento.

Los coeficientes de Fourier dependen de la forma de la señal, al establecer una relación entre los dos primeros coeficientes de Fourier de cualquier señal en forma de razón matemática¹, se obtiene la razón de los coeficientes de Fourier. Los cambios en la forma de la señal retroesparcida debido a las variaciones en la densidad del medio sintético, cambiarán la razón de los coeficientes de Fourier.

La gran ventaja de obtener los coeficientes por medio del amplificador Lock-in es principalmente que se trabaja con mucha precisión, ya que el amplificador se sincroniza con una señal de referencia a una cierta frecuencia; las señales de ruido o señales intrusas que no se encuentren a la misma frecuencia de referencia no serán tomadas en cuenta, permitiendo tener un instrumento con gran sensibilidad, dentro del arreglo experimental [54].

4.2. Configuración física del LiDAR

En esta etapa se trabaja en la implementación del elemento óptico, es decir el LiDAR, que contiene un láser de Neodimio YAG, cuya marca y modelo comercial se identifica como lightware OSLRF-01, que se puede apreciar en la figura 4.2.

¹Una razón es la relación de magnitud que existe entre dos números



Figura 4.2: Modelo comercial, OSLRF-01.

El LiDAR usado en este trabajo es un Laser Rangefinder System (LRS) OSLRF-01 que consiste de un láser pulsado, un fotodetector, óptica y un sistema SETS (*Sequential Equivalent Time Sampling Circuits*), este sistema escala temporalmente las señales que viajan a la velocidad de la luz a la de una señal que viaja a la velocidad del sonido, el factor de escalamiento es aproximadamente 881,000.

La longitud de onda del láser pulsado es 850 nm, la anchura de pulso es de 30 ns, la frecuencia de emisión de pulsos f_0 es 16 kHz y una energía promedio por pulso 0.15 nJ a 200 nJ. El OSLRF01 trabaja usando un sistema denominado *time-of-flight*, este sistema es ideal para medir distancias de hasta 15m.

El OSLRF-01 es un sensor de tiempo de vuelo que forma el extremo frontal de un sistema de telémetro láser, funciona de forma autónoma cuando se aplica energía y produce señales eléctricas que pueden analizarse para determinar el tiempo que tarda un pulso láser en viajar desde la unidad, a una superficie y viceversa.

El módulo OSLRF-01 tiene conexiones de alimentación y de señales, que se describen en la tabla 4.1 y se muestran en la figura 4.3, algunas conexiones pueden usarse para interactuar con un controlador *host*.

La fuente de alimentación debe ser regulada a 12 V, en corriente continua (DC) con un valor de corriente equivalente a 100 mA. Cuenta con dos salidas de sincronización digitales (0 - 3.3 V) que se puede utilizar para gestionar conversiones ADC y bucles de software, así como dos salidas analógicas, una que muestra el pulso láser saliente y el otro la señal de retorno. Finalmente, hay una entrada de control analógica junto con referencias positivas y negativas que se pueden utilizar para ajustar la velocidad de actualización y la resolución del OSLRF-01 [55].

| Pin | Tipo | Protocolo | Detalles |
|---------|---------|---------------------|----------------------------------|
| +Vin | Entrada | +12v DC | Conectar a 12v DC. 100 mA |
| Control | Entrada | 0-3.3V | Voltaje de entrada para control |
| GND | Común | 0v DC | Tierra común |
| Convert | Salida | 3.3v digital | Onda cuadrada de 31,72 kHz (ADC) |
| Zero | Salida | 0-2.5v análogo | Pulso de láser original |
| Sync | Salida | 3.3v digital | Señal de referencia |
| Return | Salida | 0-2.5v análogo | Señal de retorno |
| VC+ | Salida | Referencia positiva | Referencia positiva |
| VC- | Salida | Referencia negativa | Referencia negativa |

Tabla 4.1: Descripción de pines del módulo OSLRF-01.



Figura 4.3: Vista de las conexiones físicas del módulo OSLRF-01.

4.3. Acondicionamiento de la señal

Una vez verificadas las conexiones del módulo LiDAR, se conecta a una fuente de poder para alimentar al LiDAR, y se procede a la etapa de alineación del haz láser proveniente del LiDAR, ya que el láser utilizado trabaja en la zona del infrarrojo, por tanto es imperceptible a la vista, así que para verificar la posición actual del haz se usa un visor infrarrojo para poder localizarlo. En la figura 4.4 se puede apreciar la forma de localización del haz proveniente del LiDAR, ya que de esta forma es posible alinearlo con el objeto a analizar.



Figura 4.4: Proceso de localización del haz.

4.3.1. Caracterización de las curvas retroesparcidas.

Para la caracterización de las curvas del LiDAR se utilizó únicamente el módulo OSLRF-01, una pantalla móvil y un osciloscopio para extraer la señal. Se estableció una pantalla móvil adyacente al OSLRF-01, que se mantuvo fijo para este procedimiento. Se hace el envío de la señal original del LiDAR (señal Zero), que incide continuamente sobre la pantalla móvil, que se desplaza alejándose con pasos de 1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm y 20 cm.

Las curvas de retroesparcimiento (señal de retorno) fueron tomadas al hacer incidir directamente desde el emisor el haz láser hasta la pantalla móvil con ayuda del sensor de luz infrarroja, capaz de detectar la posición del pulso a la distancia indicada.

En la figura 4.5 se pueden apreciar las curvas de caracterización del LiDAR, la curva con mayor amplitud corresponde a la señal Zero (señal original que se emite desde el emisor del OSRFL-01), posteriormente se pueden apreciar curvas a distintas distancias del emisor, desde 1 cm de distancia hasta 20 cm, en donde es posible apreciar un patrón de retraso que varía de forma proporcional a la distancia de separación entre el haz y el objetivo con una amplitud de la señal constante ante distintas longitudes, Esto nos da una idea concluyente de que el medio incidente es un factor importante a tomar en consideración al realizar mediciones.

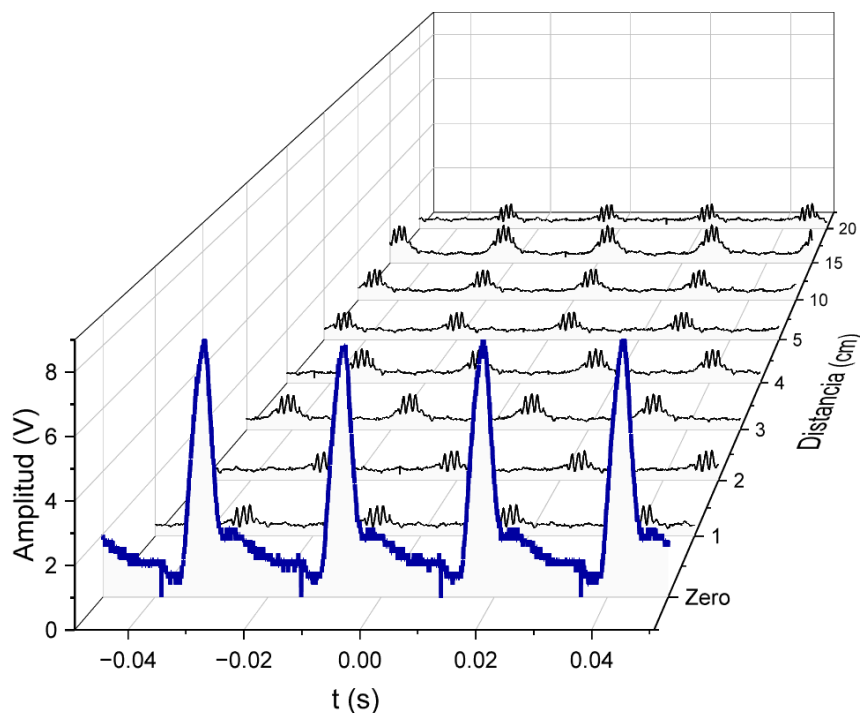


Figura 4.5: En color azul la señal Zero y en color negro las señales retroesparcidas a distintas distancias.

Una vez localizado el haz, se procede a armar el arreglo físico, retomando el diagrama general de la figura 1.1, que nos provee la información sobre como se acoplan los elementos para alinearlos de forma adecuada, con el objetivo de que el emisor del LiDAR se empareje con la posición de la muestra, tal y como se muestra en la figura 4.6.

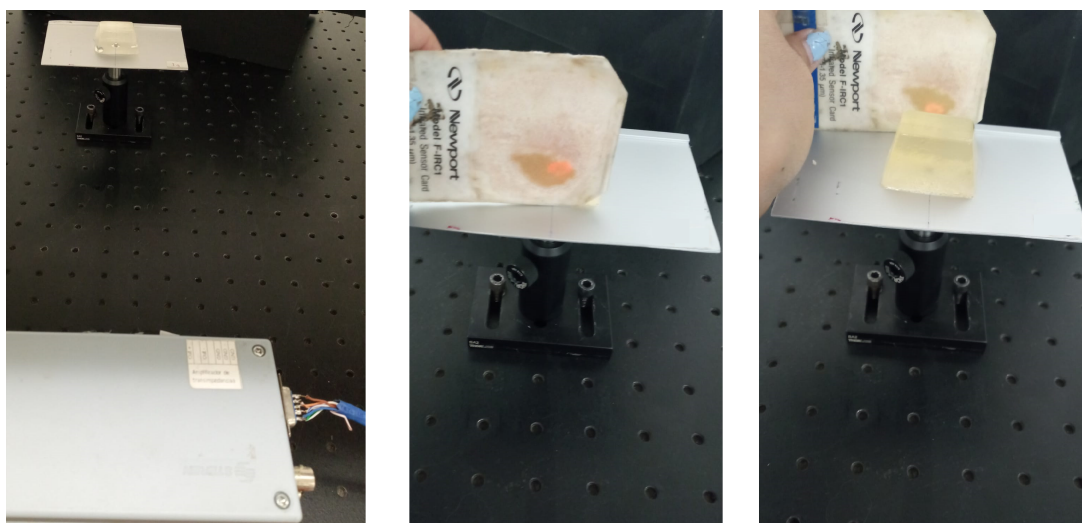


Figura 4.6: Alineación del haz del emisor con la muestra a analizar.

Es de vital importancia determinar la longitud de la altura a la que se trabajará, es decir, definir y colocar el OSLRF-01 a la misma altura del medio esparsor, cuidando que se encuentre en una zona estable, libre de objetos o superficies que puedan alterar la medi-

ción. Una vez alineados éstos dos elementos, la salida del emisor es dirigida directamente hacia la muestra dispersora.

El LiDAR comercial OSLRF-01, posee varias salidas tanto de alimentación y señal, tres de ellas muy importantes, las cuales se conectan bajo una configuración determinada en conjunto con el Lock-in, para que se puedan medir los coeficientes de Fourier.

A continuación se muestra a manera de gráfico el cableado específico para la interconexión del Lock-in, osciloscopio y el LiDAR, como se describe en la figura 4.7. Cada elemento cumple una tarea específica y todos son muy importantes para nuestra etapa de medición. En resumidas cuentas el LiDAR es el encargado de captar la señal de estudio, el Lock-in es el encargado de medir el primer y segundo coeficiente de la señal respecto a una señal de referencia directamente del LiDAR (Sync) y finalmente y no menos importante se encuentra el osciloscopio, que además de permitir visualizar ambas señales en tiempo real, tanto la original y la de regreso, mientras el experimento esta en marcha; también permite obtener los datos de ambas señales, y como estas fluctúan y varían en el tiempo.

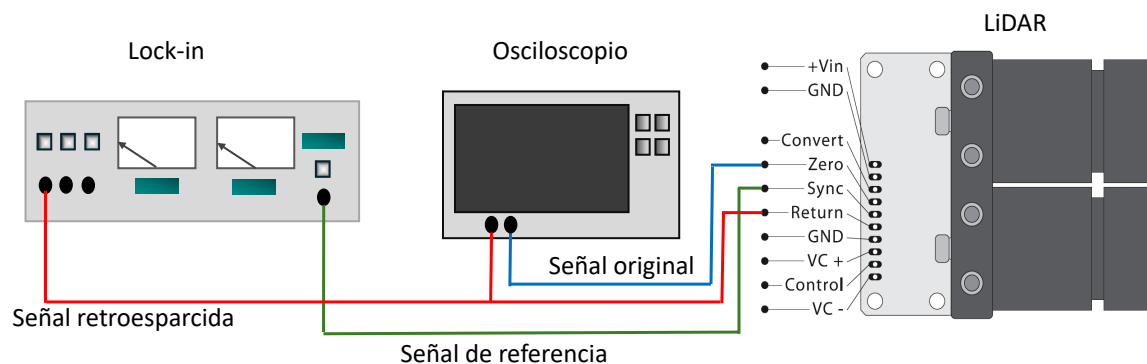


Figura 4.7: Diagrama de conexión para poder obtener los dos primeros coeficientes de Fourier.

4.4. Software de adquisición y control

Se desarrolla una interfaz gráfica de usuario (GUI de Matlab) para la conexión entre el lock-in y la computadora, diseñada en el programa Matlab versión 2022b. La interfaz de usuario consta de tres etapas:

- Etapa de conexión
- Etapa de obtención de datos
- Etapa de almacenamiento de datos

Para el diseño del sistema de adquisición se plantea el siguiente algoritmo que proporciona una base para interactuar con el amplificador Lock-in, modelo SR530 Stanford

Research, mediante una GUI en MATLAB, permitiendo la configuración de parámetros y la visualización de datos en tiempo real.

Algoritmo general del funcionamiento del Software de adquisición y control

1. Inicio de la GUI: Se desactivan los controles iniciales y se establece la conexión al amplificador Lock-in.
2. Conexión al Lock-in: Si el botón *Conectar* es presionado, se verifica la disponibilidad del puerto COM.
3. Control de Parámetros: Para cada botón diseñado (BandPass, Fline, Flinex2, etc.), se envían los comandos al amplificador, según sea el estado del botón (activado/desactivado).
4. Captura de Coeficientes: Al presionar el botón *Iniciar Captura*, se configura el entorno para mostrar los gráficos que mostrarán los coeficientes en tiempo real.
5. Se obtiene la razón de los coeficientes de Fourier ($r = c1/c2$)
6. Finalización de la Captura: Si el botón de captura se desactiva, detener la captura y permitir el acceso a variables guardadas.
7. Guardar Variables: Al presionar el botón de guardar, almacenar los datos capturados.

Consideraciones sobre el almacenamiento y procesamiento de datos

1. Se requiere que los datos se almacenen en archivos que permitan analizar datos, automatizar tareas, ahorren tiempo y reduzca errores, como Microsoft Office Excel.
2. El almacenamiento de los datos se debe realizar en hojas separadas de un solo libro de excel.
3. Las hojas deben etiquetarse automáticamente para una mejor organización de la información.
4. Se deben generar 5 hojas por cada libro que se cree al almacenar los datos por cada medición: *Primer coeficiente*, *Primer coeficiente normalizado*, *Segundo coeficiente*, *Segundo coeficiente normalizado* y *Razón de los coeficientes*

En la figura 4.8, se aprecia el diagrama de flujo que representa el principio de funcionamiento del algoritmo descrito anteriormente, en el cual se explica como funciona el programa de adquisición de datos.

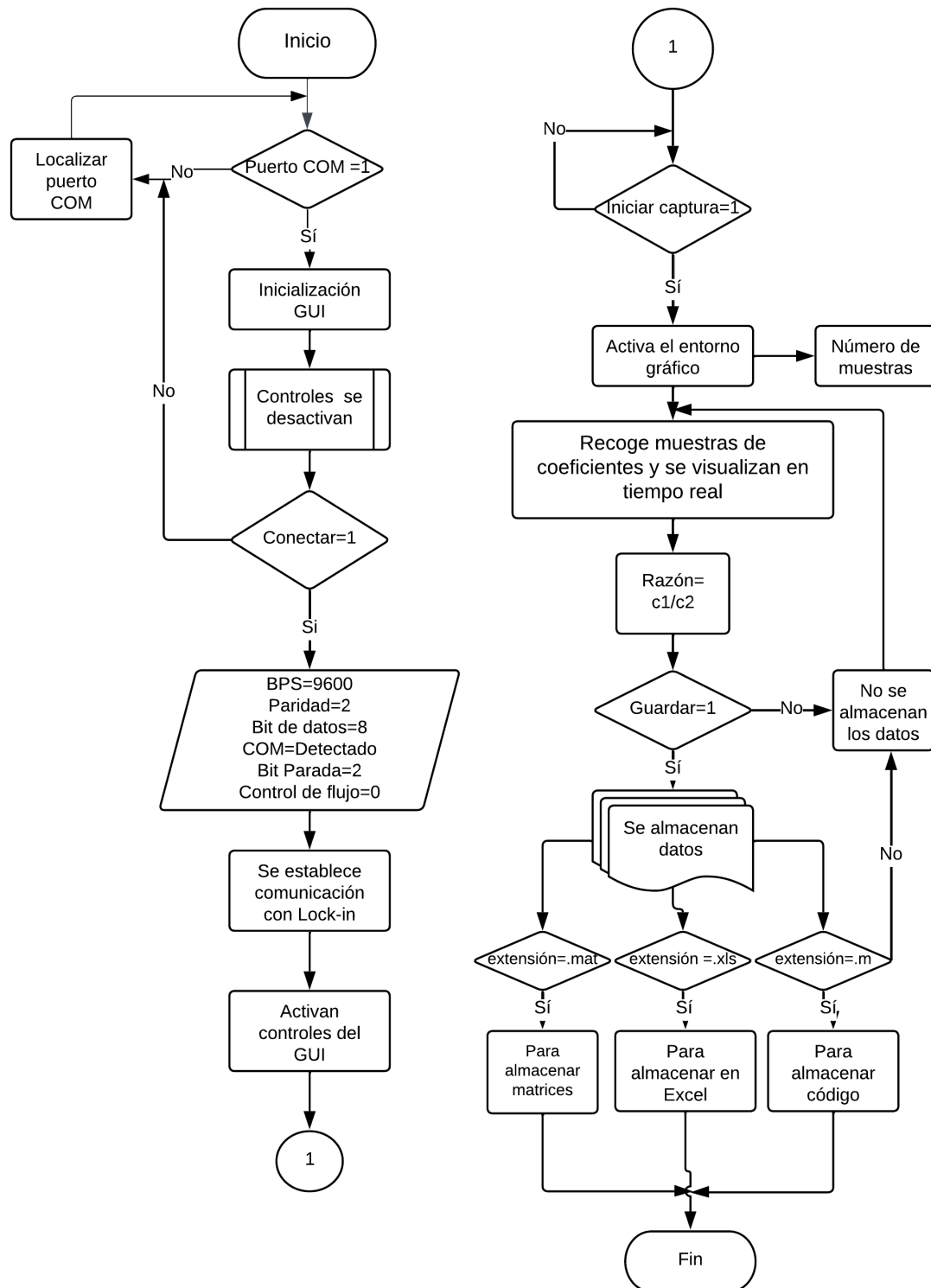


Figura 4.8: Diagrama de flujo sobre el funcionamiento general del programa.

En la figura 4.9, se puede apreciar la pantalla inicial, que aparece una vez ejecutado la GUI de Matlab, la cual debe de configurarse para poder ejecutarla, pulsando el botón conectar.

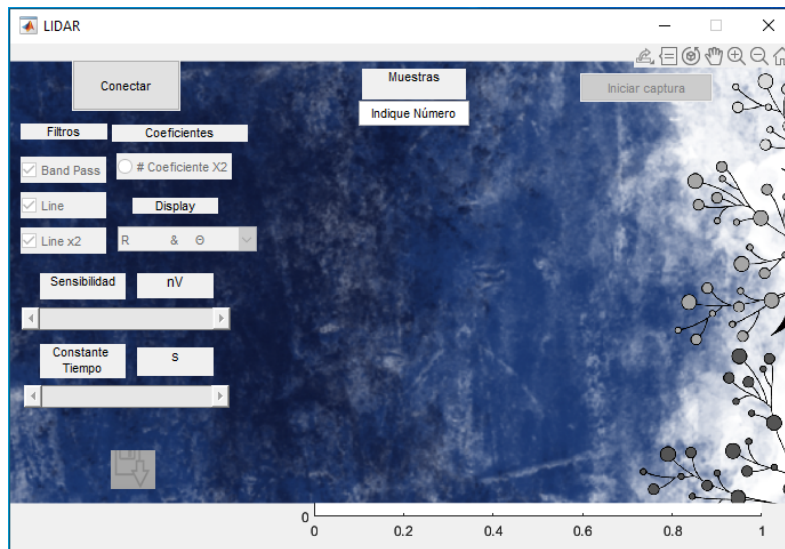


Figura 4.9: Etapa de conexión del software de adquisición.

La figura 4.10, muestra la primera etapa o bien llamada etapa de conexión, es el panel inicial que se muestra al iniciar el programa, en donde se establecen el valor de los parámetros necesarios para una conexión exitosa con el Amplificador Lock-in, cuyas especificaciones se describen a continuación, en la tabla 4.2:

| Parámetro | Valor |
|------------------------|---------------------------------|
| BPS | 9600 |
| Bit de paridad | 2 |
| Bit de datos | 8 |
| Puerto de comunicación | El detectado por la computadora |
| Bit de parada | 2 |
| Control de flujo | 0 |

Tabla 4.2: Parámetros de conexión para establecer la conexión entre el amplificador y la computadora.



Figura 4.10: Ventana que muestra los parámetros que se necesitan para establecer la conexión.

Finalmente se muestra la etapa de almacenamiento de datos, véase la figura 4.11, donde es posible rescatar los datos que se van registrando en el amplificador Lock-in, los cuales representan los primeros y segundos coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida a causa de la densidad del medio.



Figura 4.11: Opciones de almacenamiento de los datos obtenidos por el retroesparcimiento.

Cabe enfatizar que la última etapa descrita es vital para que los datos sean almacenados, ya sea en cualquiera de los formatos para el archivo de salida, seleccionando el tipo de datos a guardar, de lo contrario aunque se seleccione la extensión del archivo de salida, este se almacenará sin datos y se perderán las mediciones trabajadas.

Capítulo 5

Mediciones con medios sintéticos

En este capítulo se abordan las mediciones de medios sólidos de tipo sintético, iniciando la obtención de mediciones con sustancias de fácil acceso como es el caso de la grenetina en polvo, pasando por materiales comerciales como los selladores hasta trabajar con un simulador de tejido sintético o phantom, utilizándolos como muestras a las cuales se les estudia su comportamiento, según su densidad con la ayuda del OSLRF-01 y un amplificador Lock-in.

Para cada sección se realizan las mediciones correspondientes en las que se reportan la respuesta de la señal retroesparcida del LiDAR, a través del Amplificador los primeros y segundos coeficientes de Fourier, para así establecer la relación que existe entre ellos mediante la razón aritmética cuando su densidad varia.

Los resultados de las mediciones para cada caso, comprenden cuestiones muy interesantes, ya que en este capitulo se puede apreciar que las densidades que se analizan afectan las señales de retroesparcimiento que se ven reflejadas en las razones de los coeficientes de Fourier, cuando se cambia de densidad, y muestras estudiadas.

5.1. Grenetina

Una vez realizada toda la configuración tanto del arreglo físico y de comunicación, se procede a realizar las primeras pruebas de medición.

Previo a las mediciones se preparan las muestras, pensando en una sustancia que tenga la capacidad de variar la densidad de su concentración para formar sólidos a distintas densidades, se decidió trabajar con la grenetina “Sustancia sólida, incolora, translúcida, quebradiza y casi insípida que se obtiene a partir del colágeno procedente del tejido conectivo de despojos animales hervidos con agua”[56], siendo uno de los polímeros más usados en varias áreas de estudio por sus propiedades para solidificarse y formar geles transparentes y gomosos [57]. Se usa una marca comercial “Douche”, presentación en

polvo con el grado más alto de Bloom¹, este parámetro está relacionado con la elasticidad mecánica del gel y se emplea para clasificarla en tres tipos:

- Bajo: Menor a 120 g
- Medio: Mayor a 120 g y menor a 200 g
- Alto: Mayor a 200 g

Se realizó un muestrario preparado con grenetina como en la figura 5.1, en un molde para hielos con 6 muestras, cada muestra varía su concentración en gramos de sustancia sobre la misma cantidad de agua (15 mL); cada muestra es pesada con una báscula de precisión variando la densidad de la muestra como se observa a continuación, véase la tabla 5.1.

| Muestra | Agua (mL) | Grenetina (g) |
|---------|-----------|---------------|
| 1 | 15 | 1 |
| 2 | 15 | 2 |
| 3 | 15 | 4 |
| 4 | 15 | 6 |
| 5 | 15 | 8 |
| 6 | 15 | 9 |

Tabla 5.1: Descripción de muestras.

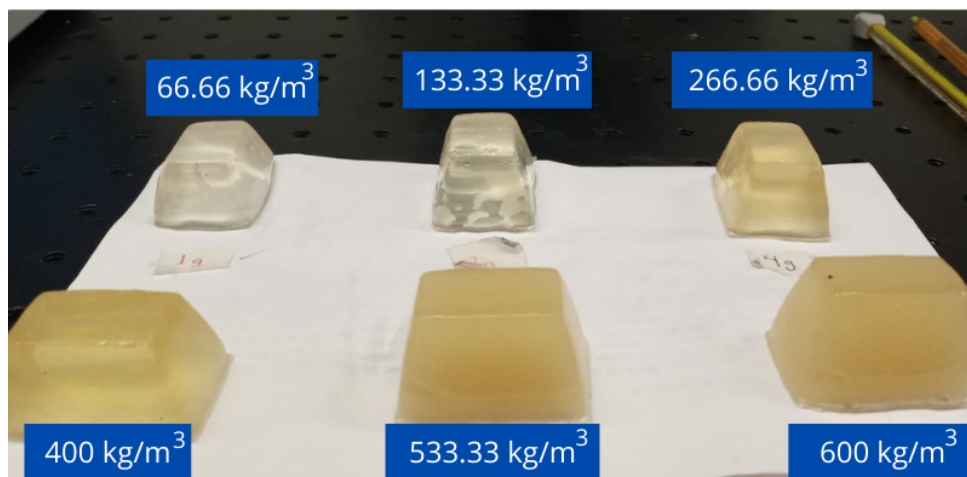


Figura 5.1: Muestras de grenetina a distintas densidades.

Una vez preparadas las muestras de grenetina, se procede a tomar las mediciones de cada una de ellas, iniciando por la de menor a mayor densidad, colocando la muestra dentro del arreglo experimental, véase la figura 5.2, cuya posición se encuentra frente al

¹El grado de bloom de una gelatina es la capacidad que tiene para formar un gel a un volumen dado, bajo condiciones controladas.

LiDAR, teniendo una incidencia del láser directa (perpendicular al haz de incidencia o ubicado a 90° de la incidencia del haz del LiDAR).

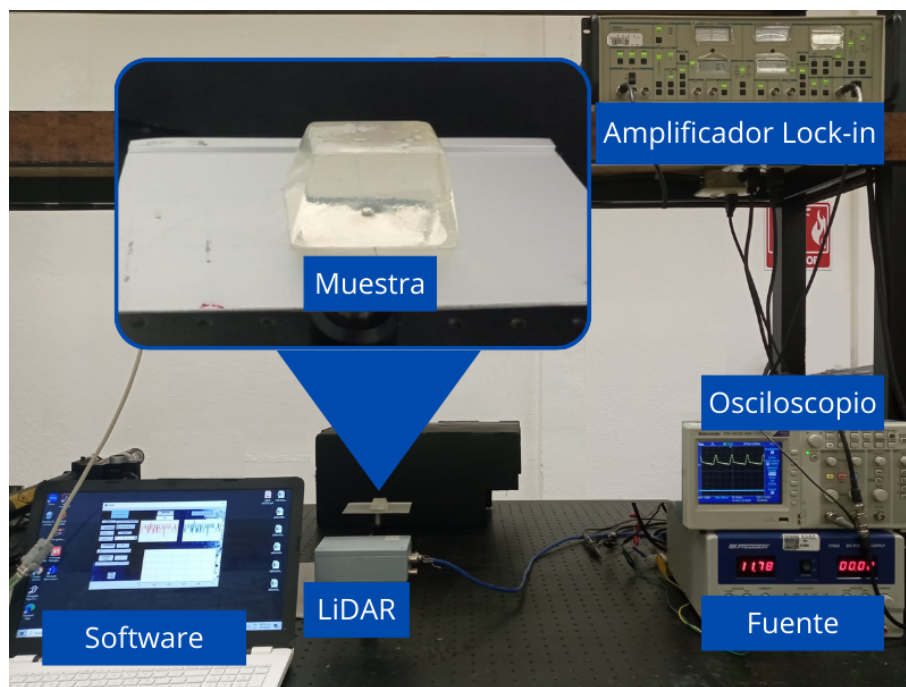


Figura 5.2: Arreglo experimental para la obtención de los dos primeros coeficientes de Fourier.

Cada una de las muestras, representa un medio de distinta densidad; cuando el LiDAR envía los pulsos de luz a la muestra, ésta dispersa en distintas direcciones los pulsos de luz, dependiendo de la densidad del medio, cada una regresa una cierta cantidad de luz al receptor del LiDAR, es decir una señal retroesparcida, de esta señal solo se almacenan los componentes del primero y segundo coeficientes de Fourier que nos proporciona el amplificador Lock-in y se estarán almacenando en una computadora a través de un software de adquisición y control que ha sido presentado en el capítulo anterior, cuyos registros se muestran a continuación en la tabla 5.2.

| Muestra | Masa(kg) | Volumen(m^3) | Densidad(kg/m^3) | Coef.1 | Coef.2 | Razón |
|---------|----------|------------------|----------------------|--------|--------|--------|
| 1 | 0.002 | 0.000015 | 133.33 | 4.3 | 2.8 | 1.5357 |
| 2 | 0.004 | 0.000015 | 266.66 | 7.7 | 4.8 | 1.6041 |
| 3 | 0.006 | 0.000015 | 400.00 | 9.0 | 5.6 | 1.6071 |
| 4 | 0.008 | 0.000015 | 533.33 | 73.1 | 43.9 | 1.6651 |
| 5 | 0.009 | 0.000015 | 600.00 | 95.2 | 57.4 | 1.6585 |

Tabla 5.2: Mediciones registradas con las muestras posicionadas a 90° respecto a la incidencia del haz.

Debido a que las muestras están hechas a base de grenetina, como una de las principales sustancias para formar los sólidos, se tiene especial cuidado, ya que las variaciones

de temperatura pueden afectar la estructura molecular del medio, provocando que la dispersión del haz láser cambie, por ende se modifique la señal retroesparcida y las razones no se mantengan reproducibles, por ello se hace uso de dos termómetros para comprobar que se encuentren a una temperatura ambiente (24° Celsius).

Al mismo tiempo se modifica la posición de la muestra en cada medición, posicionándolas a 45° respecto al haz de incidencia del LiDAR, para lo cual las mediciones se repiten y cuyas mediciones se reflejan en la tabla 5.3.

| Muestra | Densidad(kg/m ³) | Coef.1 | Coef.2 | Razón |
|---------|------------------------------|--------|--------|--------|
| 1 | 133.33 | 5.01 | 3.3 | 1.5181 |
| 2 | 266.66 | 10.5 | 6.5 | 1.6453 |
| 3 | 400.00 | 20.9 | 13.0 | 1.6076 |
| 4 | 533.33 | 34.3 | 20.6 | 1.6650 |
| 5 | 600.00 | 44.3 | 26.6 | 1.6654 |

Tabla 5.3: Mediciones registradas con las muestras posicionadas a 45° respecto a la incidencia del haz.

En la figura 5.3, se puede apreciar visualmente el comportamiento de ambas razones de los primeros dos coeficientes de Fourier para ambas mediciones, en donde se pudo notar que usando la misma muestra en dos distintas posiciones: a 90 grados (perpendicular a la incidencia del haz y a 45 grados), se tienen los siguientes puntos a retomar:

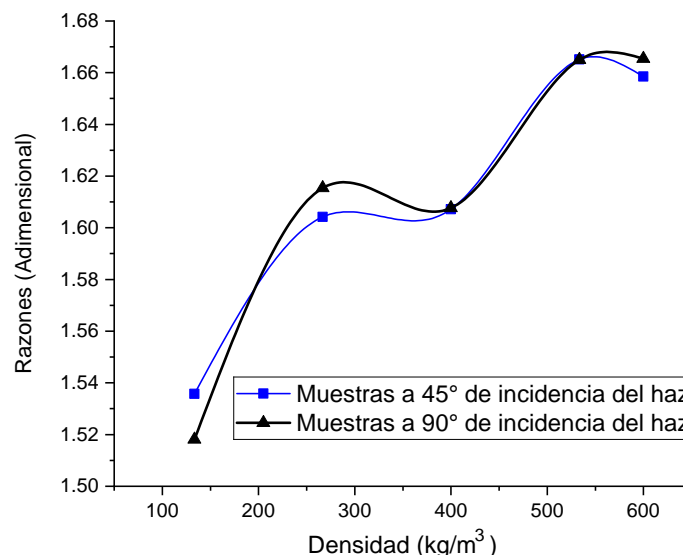


Figura 5.3: Razones de los coeficientes de Fourier de grenetina a diferentes ángulos de incidencia 45° y 90°.

Con el propósito de comparar cómo la inclinación de las muestras de grenetina afecta las razones de los coeficientes de Fourier en función de la densidad cuando se cambia de

muestras con densidades desde 133.33 kg/m^3 hasta 600 kg/m^3 , se establece un patrón de giro en la muestra, quedando fijo el OSLRF-01; se puede apreciar en la figura 5.3 que las tendencias de la curva cuando la muestra se encuentran a 45° con referencia a la posición del haz proveniente del LiDAR (en color azul) tiene un patrón muy similar a la curva de las muestras a 90° (en color negro), indicando que mientras la densidad de la muestra no cambie, las razones son muy cercanas entre sí.

En la figura 5.4, se aprecia el comportamiento de la muestra más densa ($\rho = 600 \text{ kg/m}^3$), en color negro la curva que representa la señal original, proveniente del emisor del LiDAR, en color azul la señal retroesparcida a 90° de incidencia del haz del LiDAR, y en purpura la señal retroesparcida a 45° de incidencia del haz, en cuyo caso el comportamiento de las señales tiene un cambio en amplitud muy notable, debido al cambio de la posición cuando se trata de un mismo medio (misma densidad), en la cual no hay cambios en la forma de la señal, pero si un cambio notable en la amplitud.

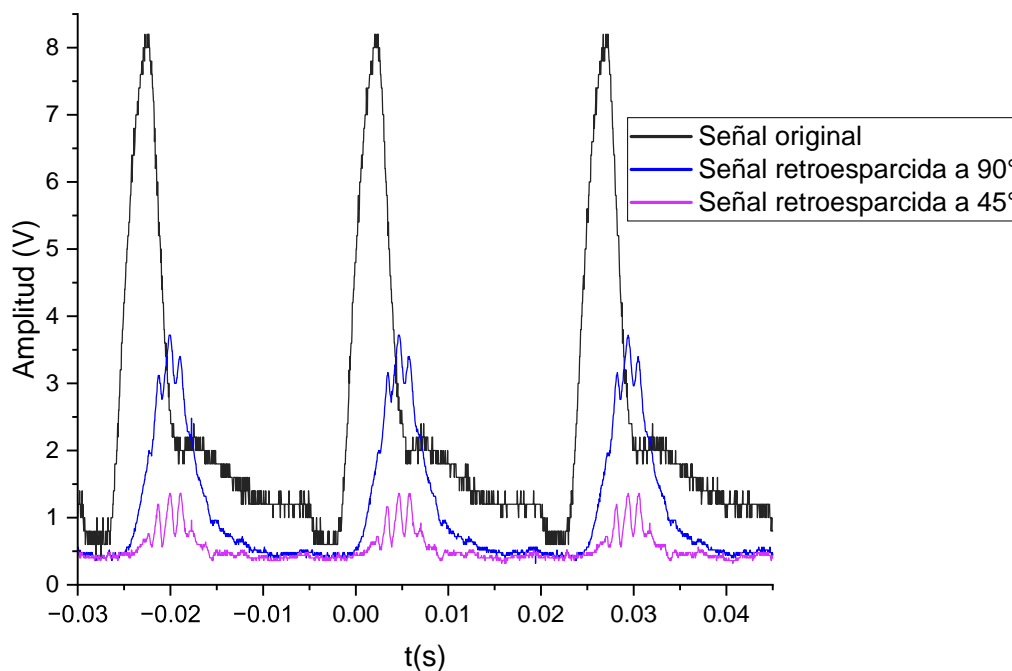


Figura 5.4: Señales provenientes del LiDAR, en color negro la señal Zero, en color azul y purpura las señales retroesparcidas a distintos ángulos de incidencia.

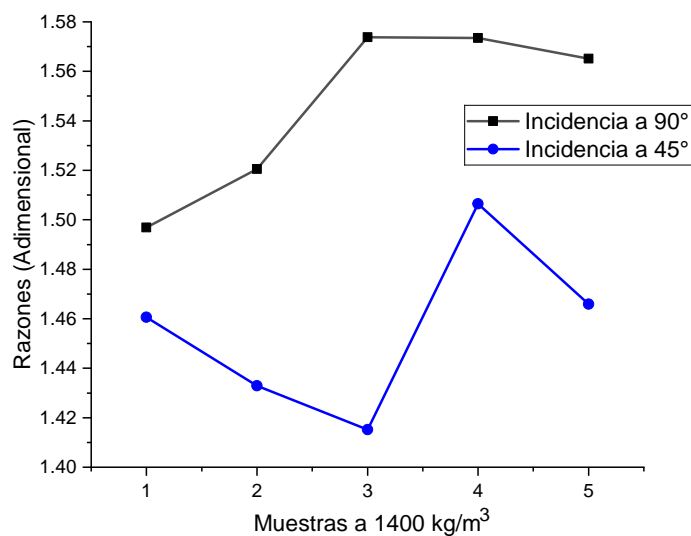
Retomando la figuras 5.3 y la figura 5.4 se observa que cuando se trabaja con la muestra con mayor densidad, en posición perpendicular al haz, se pudo notar desde el osciloscopio una señal con una amplitud muy grande, en comparación con una toma desde 45° , ya que desde el osciloscopio se observa una disminución en la amplitud de la señal, por ende, los coeficientes de Fourier también se ven disminuidos.

Al obtener las razones en los coeficientes de Fourier, se pudo observar que el valor se

mantiene, incluso con diferentes coeficientes (aunque la señal disminuye, la razón no cambia). Se concluye que aunque la señal se vea disminuida en amplitud, mientras se trate de la misma forma de la señal, debido a que la densidad se mantiene, no hay cambios en las razones de los coeficientes de Fourier, lo único que puede cambiar los coeficientes de Fourier es un cambio en la forma de la señal.

5.2. Sellador

Buscando trabajar con una sustancia más estable, que permita la repetibilidad de las mediciones con una sensibilidad de temperatura más estable, y cuyo factor de durabilidad sea mayor sin sufrir alteraciones del medio ambiente. Se trabaja con un material tipo gel, que tiene la capacidad de convertirse en un sólido palpable, pero sin perder la maleabilidad y cierto grado de flexibilidad, tal y como trabaja el sellador de ventana comercial de la marca Teck-Bond, mostrada en la figura 5.5 b), con una densidad comercial reportada en su hoja de datos de 1400 kg/m^3 , se hacen pruebas para realizar varias muestras, como la mostrada en la figura 5.5 a).



(a) Razones de los coeficientes de Fourier.



(b) muestra de sellador.

Figura 5.5: a) Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier correspondientes a las muestras de sellador marca Teck-Bond tipo y b) Muestra no homogénea.

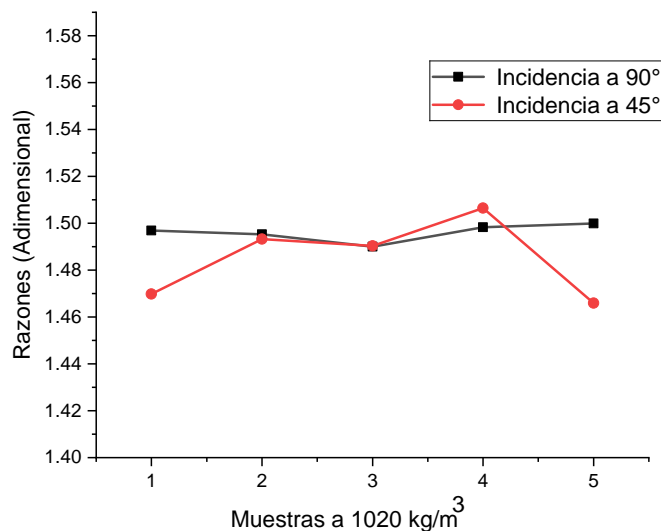
Al ser el sellador un producto comercial, éste posee una densidad fija y de hecho no es posible variar ese factor, ya que la densidad viene desde el fabricante, entonces la señal retroescaneada debe ser similar, de la misma forma que sus primeros dos coeficientes y por ende la razón de sus coeficientes tendrían que estar en un rango similar. Sin embargo,

en la figura 5.5 a), se puede apreciar el comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier para las muestras echas a base de sellador comercial Teck-Bond, misma que dada su textura viscosa y burbujas dispersas, provocan señales retroesparcidas distintas, como si de dos materiales con distinta densidad se tratase, por ende, en color negro se aprecia un patrón distinto cuando la muestra se encuentra a 90° en relación con el LiDAR, a la curva que describe en color azul, que es cuando la muestra se encuentra a 45° con relación al LiDAR. Siendo este un material inestable en cuanto a la solidificación de la muestra se refiere, y que de echo no sirve de mucho ya que la idea de usar un material como el sellador es que las muestras tengan menos probabilidad de cambiar, manejando una densidad constante.

5.2.1. Muestras fijas, variación de azul de metileno

Una vez descartado el sellador marca Teck-Bond, se realizan pruebas cambiando la marca del sellador a la marca comercial Sista, con una densidad reportada en su hoja de datos igual a 1020 kg/m^3 , cuya textura líquida se presenta con características homogéneas y textura firme que permite crear muestras solidificadas más firmes y sin burbujas aleatorias en toda la muestra, como en la figura 5.6 b).

Se obtienen las razones de los primeros dos coeficientes de Fourier para las muestras con sellador Sista.



(a) Razones de los coeficientes de Fourier.

(b) Muestra de sellador.

Figura 5.6: A la izquierda a) el comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier y a la derecha b) muestra hecha con sellador de la marca Sista.

En la figura 5.6 a) se puede apreciar el comportamiento de 5 muestras de sellador

de la misma densidad ($\rho = 1020 \text{ kg/m}^3$), cuyas razones de los coeficientes de Fourier son similares aún cuando las mediciones se tomaron con las muestras a 90° de incidencia del haz y a 45° , mostrando tanto visualmente en la muestra física como en el comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier ser un material más estable.

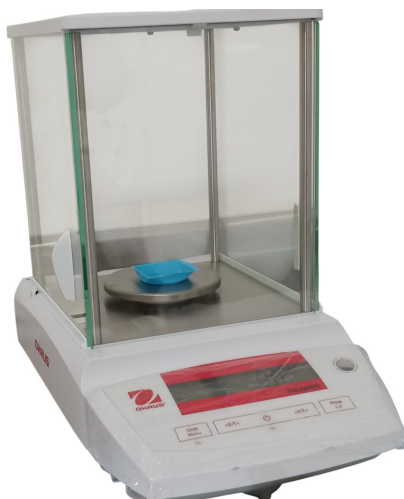
Dada la factibilidad que este material ofrece, se implementa un plan de variación de densidad interna de las muestras hechas con sellador Sista, con el objetivo de verificar la sensibilidad del LiDAR, y poder saber si el sistema de medición puede diferenciar pequeños cambios en las densidades cuando se le agrega internamente otra sustancia dentro de las muestras.

Para ello, se trabaja con azul de metileno en polvo, dado que es un material de laboratorio fácil de adquirir, además de económico y muy versátil para cualquier prueba.

El azul de metileno o también conocido como cloruro de metiltionina, de naturaleza orgánica, es una sustancia colorante que se puede diluir fácilmente, algunos procesos incluyen procesos de dilución ya sea con agua o con alcohol etílico, para controlar la disolución inclusive se puede trabajar de forma más exacta al utilizar procesos de disolución haciendo uso de los cálculos con factores de disolución.

5.2.1.1. Factor de disolución

Dadas las muestras de sellador de la marca Sista, como los de la figura 5.6 b), con densidad fija se trabaja con variaciones de azul de metileno, trabajando con 0.1 g de sustancia (azul de metileno), la cual es medida en una balanza analítica de alta precisión OHAUS Adventurer, modelo H-5276, como la observada en la figura 5.7.



(a) Balanza analítica.



(b) Azul de metileno en polvo.

Figura 5.7: A la izquierda a) balanza de laboratorio, marca OHAUS Adventurer, modelo H-5276 y a la derecha b) soluto azul de metileno en polvo.

Para obtener el grado de concentración de la solución, al utilizar como solvente 5 mL de agua, se calcula el grado de concentración como el cociente de masa total del soluto o

sustancia, sobre el volumen, como sigue:

$$C = \frac{m_{\text{soluto}}}{v_{\text{solución}}} = 20 \text{ g/L}$$

donde C representa la concentración de la sustancia en gramos por cada litro de agua, m_{soluto} es la masa del soluto en gramos y $v_{\text{solución}}$ es el volumen de la solución en L.

Una vez definido el grado de concentración (20 g de azul de metileno en polvo por cada litro de agua), se toma esta concentración como la solución madre, es decir la solución de la cual partiremos y tomaremos de esta cierta cantidad para su posterior disolución. Para este caso específico con un factor de paso 3 para las disoluciones subsecuentes, para ello se calcula el volumen de paso (misma que se muestra en la ecuación 5.1), mismo que nacerá de la solución madre, la cual corresponderá al 50 % de la primera disolución, añadiendo un 50 % de la cantidad de agua y así sucesivamente para obtener otras muestras diluidas de azul de metileno, tal y como se muestra en la tabla 5.4, donde se aprecian las disoluciones con factor de 3 en la que se observa las variaciones de concentración del azul de metileno.

$$V_p = \frac{V_f}{x - 1} = 2.5 \times 10^{-3} \text{ L} \quad (5.1)$$

donde V_p es el volumen de paso, V_f representa el volumen final y x representa el factor de paso, para nuestro caso particular se asigna $x = 3$.

A continuación se muestran la tabla 5.4, las disoluciones trabajadas a partir de la solución madre, cuya concentración inicial es de 20 g/L, la cual se diluyó con un factor de paso de 2.5 ml y dieron lugar a dos nuevas concentraciones de 10 g/L y 5g/L.

| Solución | Factor de paso(mL) | Agua (mL) | Concentración (g/L) |
|----------------|--------------------|-----------|---------------------|
| Solución madre | NA | 5 | 20 |
| 2 | 2.5 | 2.5 | 10 |
| 3 | 2.5 | 2.5 | 5 |

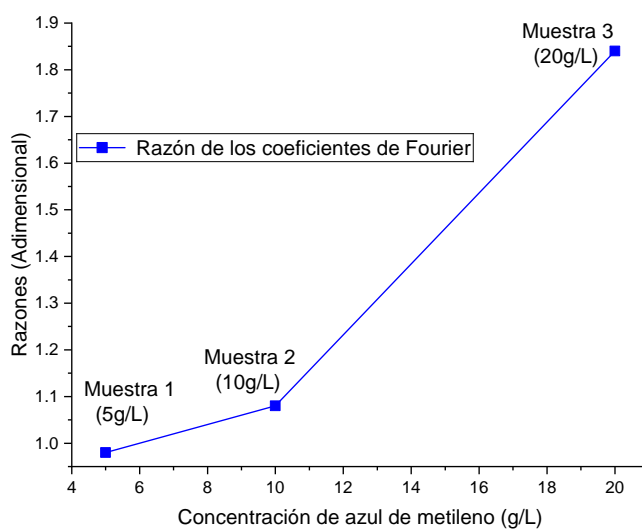
Tabla 5.4: Registro de las soluciones de azul de metileno a distintas concentraciones.

Una vez listas las disoluciones se procede a preparar las muestras de sellador Sista para que a cada una de ellas les sea introducido el azul de metileno con las concentraciones que se obtuvieron, a cada muestra le corresponde una concentración específica de azul de metileno, esto con el objetivo de probar la sensibilidad del sistema, pues al agregarle una sustancia adicional al material del cual están hechos, el sistema debe ser capaz de detectar si hay un cambio en las señales retroesparcidas, de ser así, verificar si detecta pequeños cambios debido a las variaciones del azul de metileno que cada una de ellas contiene.

Se realizan las mediciones correspondientes para analizar las señales retroesparcidas

para tres muestras de sellador, las cuales fueron inyectadas con concentraciones distintas de azul de metileno, iniciando con la muestra de sellador que tiene internamente el azul de metileno con la solución madre (20 g/L), posteriormente las muestras con azul de metileno disueltas a menor concentración de azul de metileno (10 g/L y 5 g/L).

Una vez teniendo la señal retroesparcida se extraen los primeros dos coeficientes de Fourier, para poder obtener su razón matemática. Para el sellador, marca comercial Sista, se observa en la gráfica de la figura 5.8 un comportamiento decreciente, de acuerdo a las distintas soluciones de azul de metileno.



(a) Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier. (b) Azul de metileno dentro de la muestra.

Figura 5.8: A la izquierda a) la gráfica del comportamiento de las razones cuando la concentración de azul de metileno cambia y a la derecha b) muestra con la solución madre.

Como se puede observar en la figura 5.8 a), se puede apreciar un comportamiento creciente de las razones de los coeficientes de Fourier, cuando a tres muestras con la misma densidad, se le vario la concentración de azul de metileno. El valor más alto de la razón de los coeficientes de Fourier corresponde a la muestra hecha de sellador Sista, con la concentración de 20 g/L, mientras que el valor de la razón más pequeña corresponde a la concentración más baja de azul de metileno (5 g/L); esto indica que las señales retroesparcidas, las cuales proveen los coeficientes y posteriormente las razones, se ven afectadas por las concentraciones internas de azul de metileno.

5.3. Medición de un tejido sintético

Se denomina phantom a una muestra comercial de tejido sintético con características similares en densidad a la piel humana. Se trabaja con un modelo realista de pecho fabricado en material apto para ecografías, que simula el tejido mamario de la marca 3B Scientific, modelo P125, véase la figura 5.9 [58].

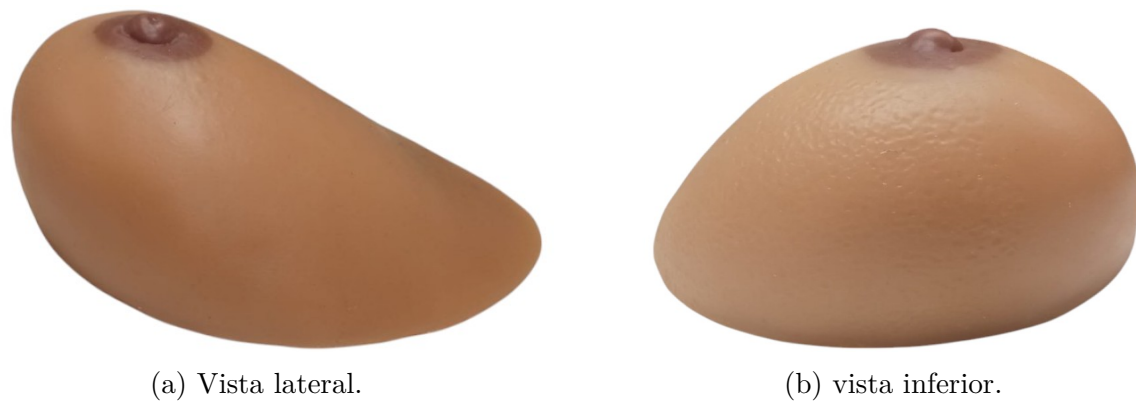


Figura 5.9: Modelo phantom de la glandula mamaria modelo P125.

El modelo P125 cuenta con tres tumores internos incluidos, estos tumores son palpables al tacto, es decir, fácilmente detectables con la técnica de autoexaminación, cada uno se encuentran ubicados en distintas zonas de la mama, uno en la parte superior central, otro en la parte derecha del pezón y el último justo debajo del pezón, que es bastante notable debido a que el modelo presenta una deformación en forma de hundimiento en la zona baja del pezón, tal y como se muestra gráficamente en la figura 5.10.

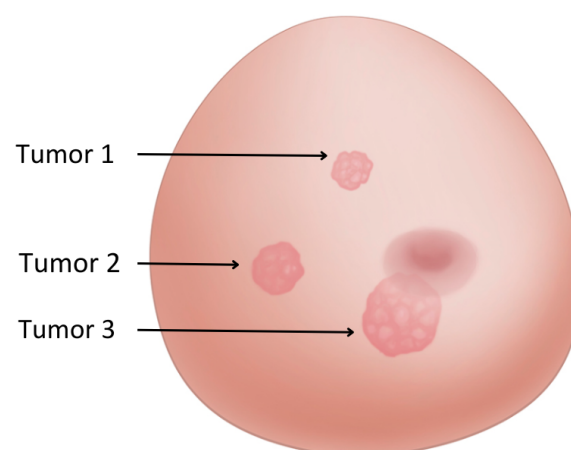


Figura 5.10: Ubicación gráfica de los tumores dentro del modelo prefabricado [58].

En la figura 5.11 se pueden apreciar dos resultados de ultrasonido, mismos que provee el fabricante dentro de su hoja de datos, en los cuales se aprecia uno de los tumores que se encuentra dentro del modelo mamario, mismos que son necesarios para visualizarlos,

ya que aunque todos ellos son fácilmente palpables, sólo uno de ellos se puede apreciar a simple vista.

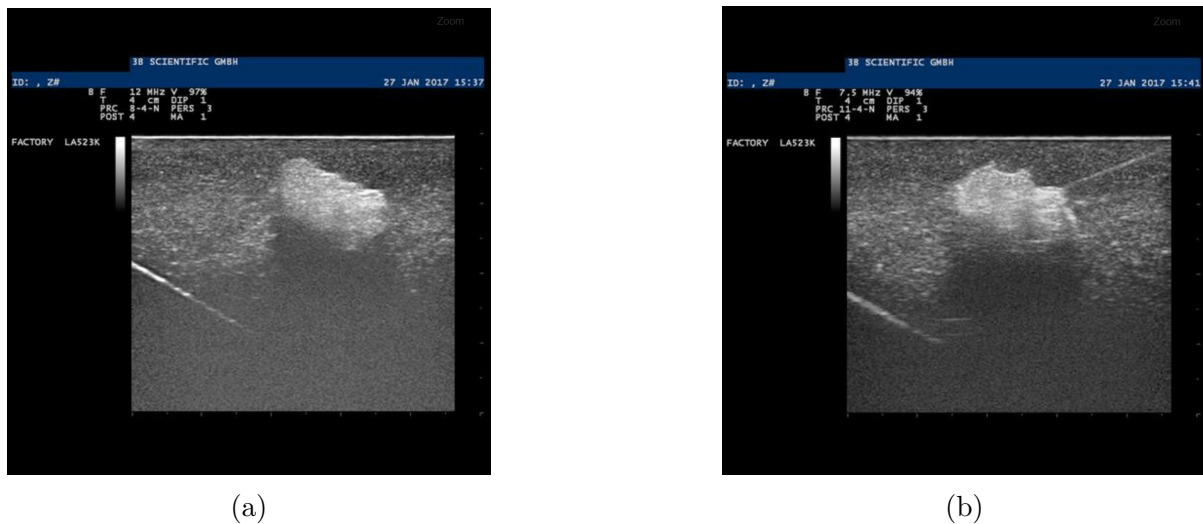


Figura 5.11: Vista obtenida del tumor desde un ultrasonido [58].

5.3.1. Tumor 1

5.3.1.1. Medición en posición yacente.

Para realizar las mediciones, se establece un arreglo en “posición yacente”, esta posición se refiere a la colocación de un objeto o elemento en relación a otro, donde el primero está adyacente o próximo al segundo, en un contexto clínico, puede referirse a la disposición o colocación de un órgano o posición de un paciente en la cama que facilite un estudio o análisis, tal y como se observa en la figura 5.12.

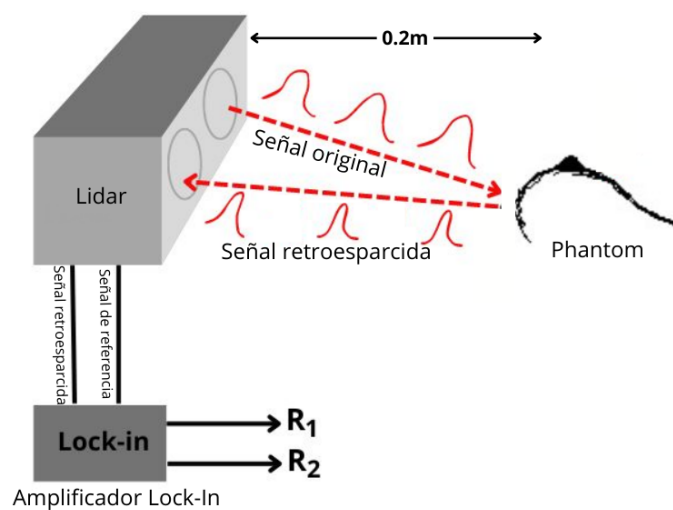


Figura 5.12: Esquema del funcionamiento del arreglo físico en posición yacente.

Se inicia el arreglo experimental con el simulador de tejido mamario en posición yacente, tal y como se muestra en la figura 5.13, en la que éste toma el lugar de la muestra a analizar, en esta parte el objetivo es caracterizar las zonas del phantom que contienen los tumores y sus alrededores, con la intención de verificar si el sistema es capaz de detectar cambios cuando está presente un cuerpo extraño, en este caso el tumor, que se encuentra dentro del tejido.

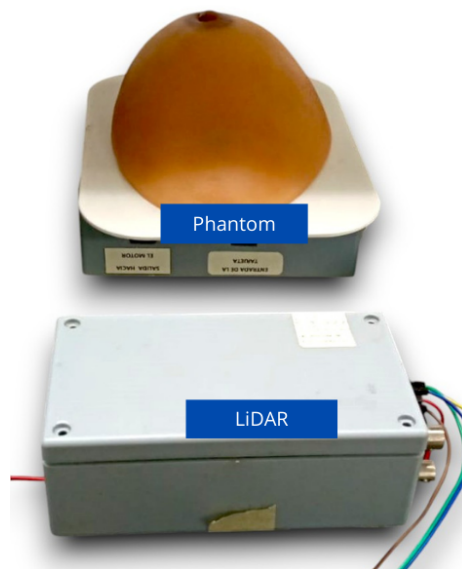


Figura 5.13: Arreglo físico con la muestra del phantom en posición yacente.

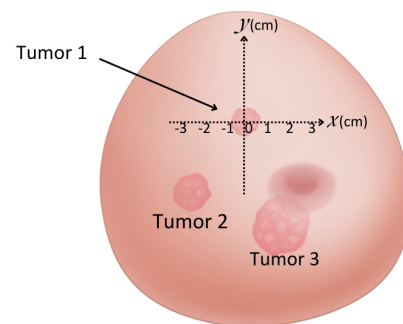
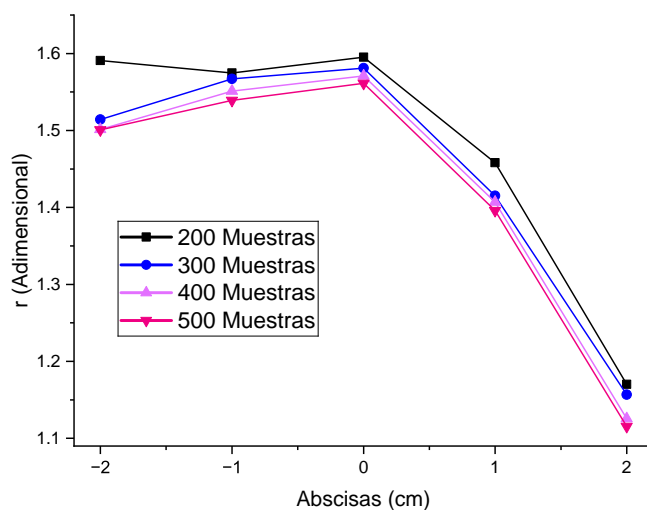
En la tabla 5.5 se registran las razones de los coeficientes de Fourier de la señales retroesparcidas para cada zona al rededor del primer tumor analizado, ubicado en la parte superior de la glándula mamaria, dentro del modelo es el tumor que dada la densidad es perceptible a la vista. Se recaban las señales retroesparcidas en las zonas cercanas al tumor, tomando como origen la ubicación del tumor, a partir de ahí, se analizan haciendo un barrido con pasos de 1 cm con orientación horizontal (sobre en eje de las abscisas), vease el sistema de referencia en la figura 5.14 b).

Las mediciones que se describen en la tabla 5.5, muestran las razones de los coeficientes de Fourier, cuando a cada punto del phantom se le incide el haz del LiDAR, y se extrae la señal retroesparcida para que al ser enviada al amplificador, este nos entregue a través del software de adquisición y control el número de parejas de coeficientes (primero y segundo de la serie de Fourier), en este caso: 200, 300, 400 y 500 muestras para obtener la razón de estos dos primeros coeficientes de Fourier.

Enseguida se muestra en la figura 5.14 a), la gráfica del comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier, en las zona media, izquierda y derecha con referencia a la ubicación del primer tumor, en él se aprecian las curvas obtenidas a distinto número de muestras, nótese que en el centro los valores de las razones, dadas las relación de cociente entre el primer y segundo coeficiente de Fourier es mayor al resto de las razones.

| Número de muestras | Media aritmética de la Razón (r_{x1}) | Distancia (cm) |
|--------------------|---|----------------|
| 200 | 1.5909 | -2 |
| 300 | 1.5143 | |
| 400 | 1.5013 | |
| 500 | 1.5007 | |
| 200 | 1.5746 | |
| 300 | 1.5671 | |
| 400 | 1.5512 | |
| 500 | 1.5392 | |
| 200 | 1.5952 | 0 |
| 300 | 1.5810 | |
| 400 | 1.5710 | |
| 500 | 1.5612 | |
| 200 | 1.4581 | |
| 300 | 1.4152 | |
| 400 | 1.4069 | |
| 500 | 1.3959 | |
| 200 | 1.1703 | 2 |
| 300 | 1.1568 | |
| 400 | 1.1257 | |
| 500 | 1.1154 | |

Tabla 5.5: Mediciones del primer tumor en posición yacente capturadas a distinto número de muestras.



(a) Razones de los coeficientes de Fourier del tumor 1.

(b) Sistema de referencia.

Figura 5.14: Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier del tumor 1 en posición yacente.

5.3.1.2. Mediciones en posición anatómica ó erguida

Para demostrar la factibilidad del sistema de medición se implementó el sistema de medición mostrado en la figura 5.15.

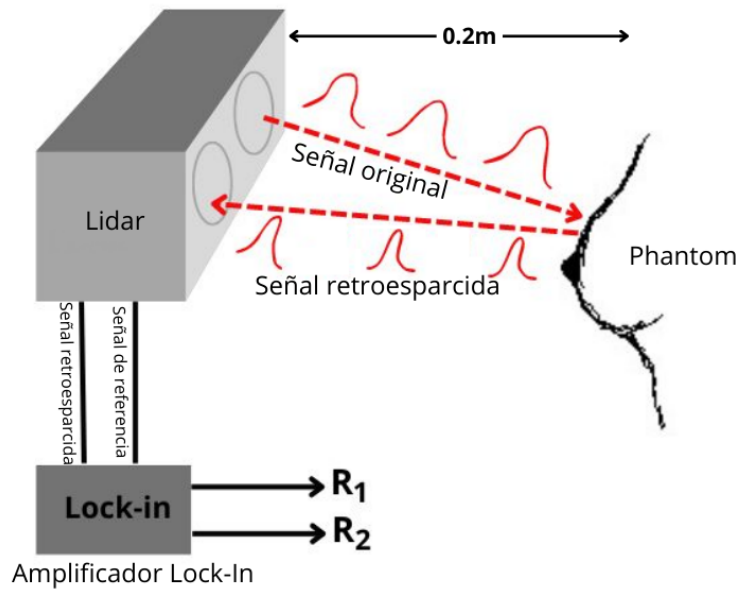


Figura 5.15: Diagrama a bloques sobre el funcionamiento del arreglo físico.

A continuación se muestran las mediciones de los tumores correspondientes a la posición anatómica de una persona, cuando se encuentra de pie o erguida, tal y como se muestra en la figura 5.16.



Figura 5.16: Arreglo físico con la muestra del phantom en posición anatómica.

Se muestran en la tabla 5.6 las mediciones registradas y procesadas desde el plano anatómico centrándose en el tumor 1, sobre el eje de las abscisas, mismos valores graficados en la figura 5.17

| Número de muestras | Media aritmética de la Razón (r_{x1}) | Distancia (cm) |
|--------------------|---|----------------|
| 500 | 1.5996 | -3 |
| | 1.6124 | -2 |
| | 1.5972 | -1 |
| | 1.6970 | 0 |
| | 1.6076 | 1 |
| | 1.6077 | 2 |
| | 1.5978 | 3 |

Tabla 5.6: Razón de los coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida en el tumor 1.

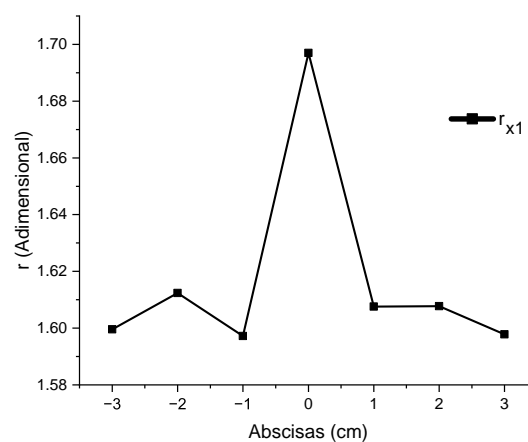


Figura 5.17: Razón de los coeficientes de Fourier sobre el eje de las abscisas del tumor 1.

En la tabla 5.7 se aprecian las mediciones de las razones de los coeficientes de Fourier del mismo tumor (tumor 1), tomando mediciones con orientación de negativa a positiva sobre el eje de las ordenadas, con pasos de 1cm.

| Número de muestras | Media aritmética de la Razón (r_{y1}) | Distancia (cm) |
|--------------------|---|----------------|
| 500 | 1.6054 | -3 |
| | 1.6100 | -2 |
| | 1.6163 | -1 |
| | 1.6970 | 0 |
| | 1.6500 | 1 |
| | 1.6176 | 2 |
| | 1.6121 | 3 |

Tabla 5.7: Razón de los coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida en el tumor 1.

Las mediciones se muestran registradas en las figuras 5.17 y 5.18, muestra las razones de los coeficientes resultante de las señales retroesparcidas en tres distintas zonas, a la izquierda del tumor, centrado en el tumor y a la derecha del tumor, haciendo un barrido desde menos 3 hasta +3 cm pasando por el centro del tumor 1, en la que se nota una

apreciable diferencia entre las razones de los coeficientes de Fourier cuando llega a la zona del tumor 1, con valores equivalentes a 1.69, en ambas tomas, tanto cuando se toman de forma vertical, como de forma horizontal.

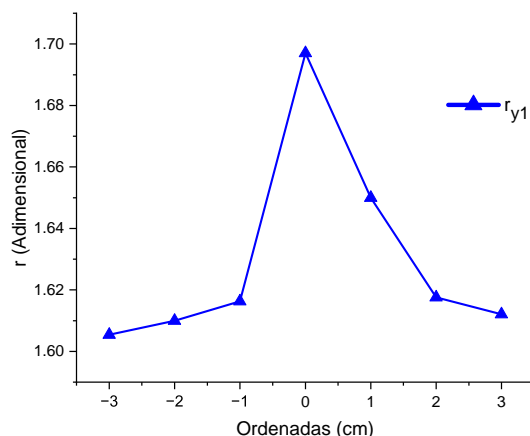


Figura 5.18: Razón de los coeficientes de Fourier sobre el eje de las ordenadas del tumor 1.

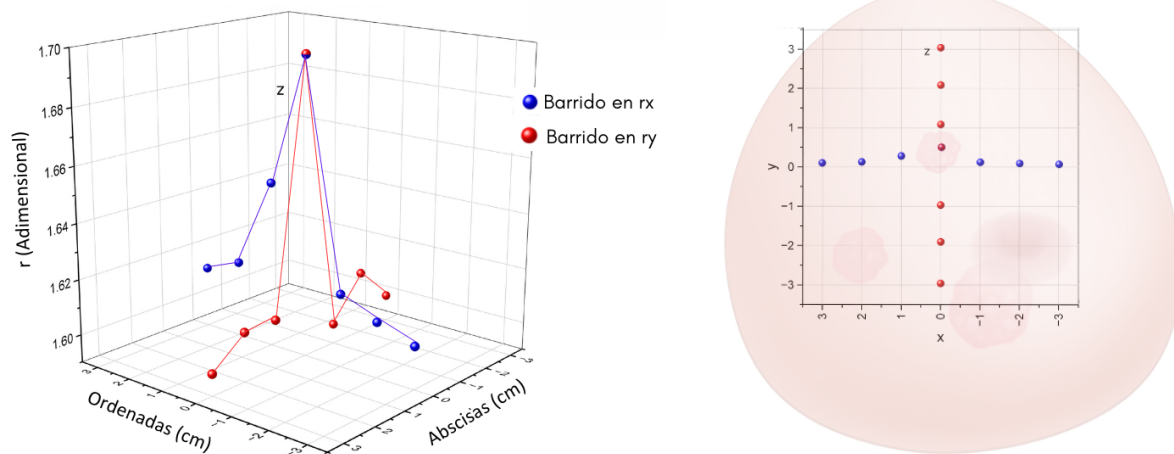
Las razones de los coeficientes de Fourier se encuentran resumidas en la tabla 5.8. La fila resaltada en azul (en ambas posiciones: anatómica y yacente en 0 cm) indica un punto de interés, pues es donde se han registrado cambios significativos en las mediciones, ya que el valor numérico de la razón de los coeficientes de Fourier se eleva hasta 1.6970 y decrece pasando ese punto conforme se hace el barrido en cm de la zona analizada, los valores numéricos de la razón son menores, en este caso a 0 cm, el valor de la razón de los coeficientes de Fourier más alto coincide con la presencia del tumor en esa posición, el cual se puede confirmar ya que es el único tumor del phantom que se aprecia a simple vista.

| Posición anatómica | | | Posición yacente |
|------------------------------|----------------------|-----------------------|------------------|
| Barrido al rededor del tumor | Razón abscisas x_1 | Razón ordenadas y_1 | Razón x_1 |
| -3 | 1.5955 | 1.6133 | NA |
| -2 | 1.5955 | 1.6100 | 1.5006 |
| -1 | 1.5972 | 1.6163 | 1.5392 |
| 0 | 1.6970 | 1.6969 | 1.5612 |
| 1 | 1.6076 | 1.6500 | 1.3959 |
| 2 | 1.6077 | 1.6176 | 1.1153 |
| 3 | 1.5978 | 1.6121 | NA |

Tabla 5.8: Registro de razones correspondientes al tumor 1.

En seguida se muestra, la gráfica en 3D (x, y, z), veáse la figura (5.19) de las razones obtenidas como resultado de empalmar ambas gráficas, tanto en el eje de las abscisas

como en el eje de las ordenadas, desde el plano anatómico del phantom, en la que se puede apreciar que en el origen del plano $(x(0), y(0), z(0))$, la amplitud se eleva.



(a) Razones de los coeficientes de Fourier del tumor 1.

(b) Vista aérea del gráfico.

Figura 5.19: Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier (ordenadas y abscisas) del tumor 1 en posición anatómica.

Posteriormente se realiza el mismo procedimiento para la obtención de las razones de los coeficientes de Fourier para los tumores 2 y 3 tanto en posición yacente como en posición anatómica.

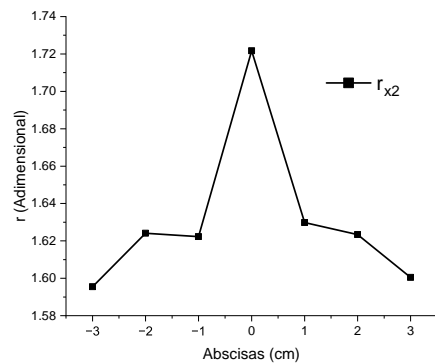
5.3.2. Tumor 2

En la siguiente tabla 5.9, se puede apreciar las mediciones que se obtuvieron en posición anatómica, ya que en la posición yacente no se pudieron obtener debido a la configuración fija del LiDAR, y la posición en la que se encuentra el tumor 2 resultó complicado. Sin embargo se obtuvieron mediciones de las razones del tumor tanto en el eje de las abscisas como en el de las ordenadas. Al igual que en el tumor 1, se visualiza una fila que resalta los valores más altos de las razones de los coeficientes de Fourier.

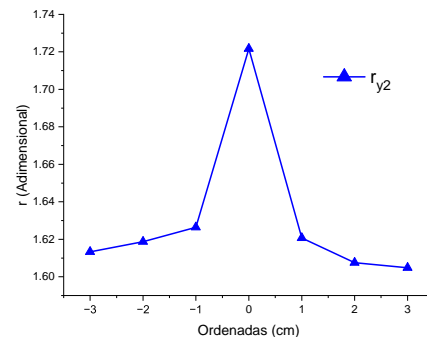
| Barrido al rededor del tumor | Posición anatómica | | Posición yacente |
|------------------------------|----------------------|-----------------------|------------------|
| | Razón abscisas x_1 | Razón ordenadas y_1 | Razón x_1 |
| -3 | 1.5955 | 1.6133 | NA |
| -2 | 1.6241 | 1.6187 | NA |
| -1 | 1.6223 | 1.6264 | NA |
| 0 | 1.7217 | 1.7217 | NA |
| 1 | 1.6298 | 1.6207 | NA |
| 2 | 1.6234 | 1.6075 | NA |
| 3 | 1.6005 | 1.6048 | NA |

Tabla 5.9: Registro de razones correspondientes al tumor 2.

En la siguiente figura 5.20, se muestran los gráficos del comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier en posición anatómica.



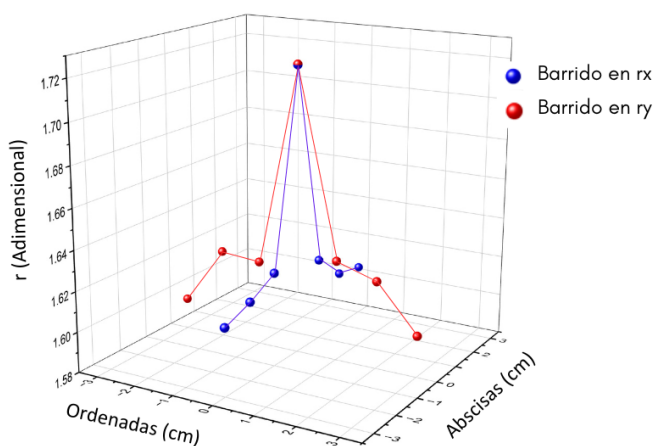
(a) Abscisas.



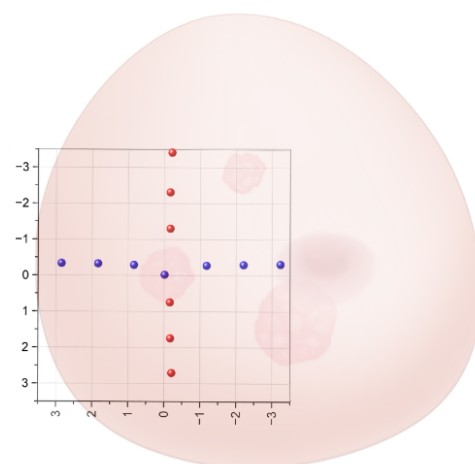
(b) ordenadas.

Figura 5.20: Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier (ordenadas y abscisas) del tumor 2 en posición yacente.

La figura 5.21 representa el gráfico en 3D correspondiente al tumor 2, desde un plano anatómico, en la que se puede apreciar en la coordenada (0,0,0) del plano x, y, z , una variación significativa respecto a los demás puntos dentro del plano, teniendo una amplitud de 1.7217 que coincide tanto para el eje de las abscisas como para el eje de las ordenadas, que indica que la señal retroesparcida tuvo una variación distinta en cuanto a la densidad del medio en el que fue emitida, coincidiendo nuevamente con la presencia del tumor 2, que aunque no se aprecia a simple vista, se puede confirmar su parencia con el tacto.



(a) Razones de los coeficientes de Fourier del tumor 2.



(b) Vista aérea del gráfico.

Figura 5.21: Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier (ordenadas y abscisas) del tumor 2 en posición anatómica.

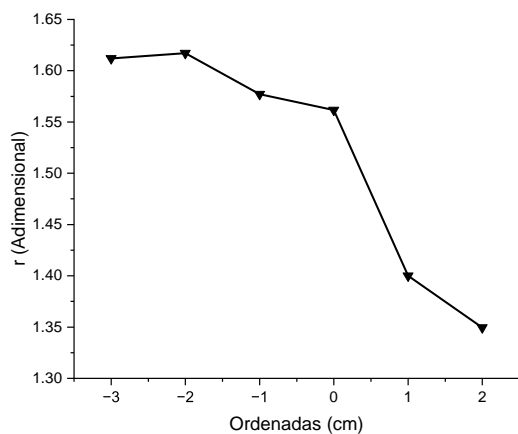
5.3.3. Tumor 3

En la tabla que se presenta a continuación, véase la tabla 5.10, se pueden apreciar las razones registradas en posición anatómica y yacente del phantom enfocado en el tumor 3. Se presenta ilustrado en color azul la fila en la que los valores en posición anatómica presentan los valores más altos correspondientes a las razones de los coeficientes de Fourier, llegando a valores de hasta 1.7217 en ambos ejes x, y .

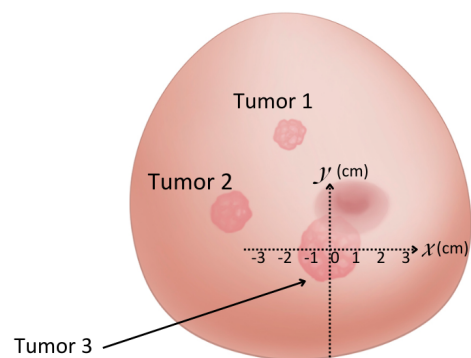
| Posición anatómica | | | Posición yacente |
|------------------------------|----------------------|-----------------------|------------------|
| Barrido al rededor del tumor | Razón abscisas x_1 | Razón ordenadas y_1 | Razón x_1 |
| -3 | 1.5114 | 1.5487 | NA |
| -2 | 1.5205 | 1.5188 | 1.6118 |
| -1 | 1.6163 | 1.5267 | 1.6172 |
| 0 | 1.6242 | 1.6193 | 1.5771 |
| 1 | 1.6014 | 1.6205 | 1.5617 |
| 2 | 1.5734 | 1.6241 | 1.4000 |
| 3 | NA | 1.6311 | NA |

Tabla 5.10: Registro de razones correspondientes al tumor 3.

En la figura 5.22, se puede apreciar la gráfica que corresponde al comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier cuando se analiza el tejido sintético en posición yacente a 500 muestras.



(a) Razón de los coeficientes de Fourier.

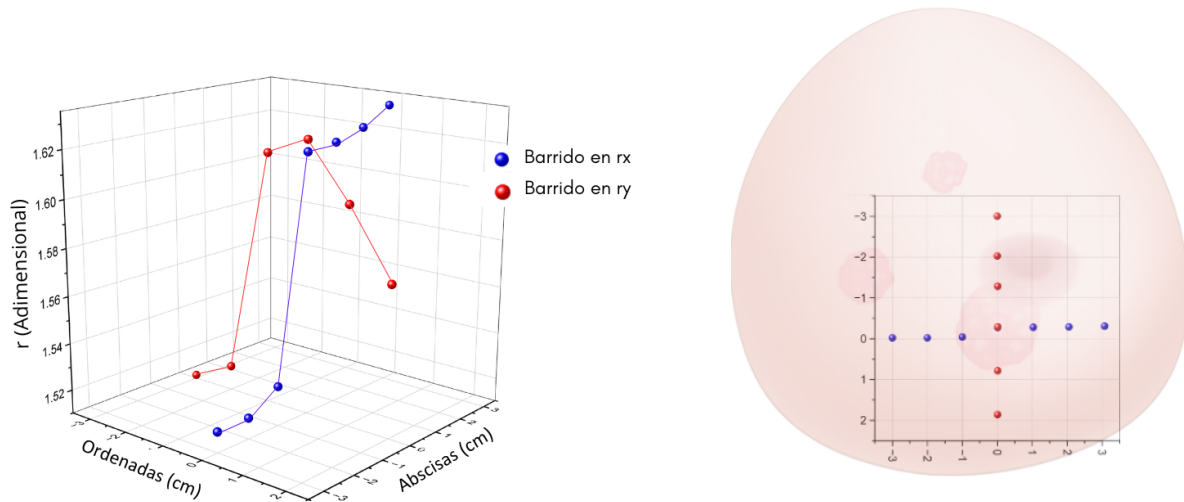


(b) Sistema de referencia.

Figura 5.22: A la izquierda a) Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier del tumor 3 en posición yacente y a la derecha b) el sistema de referencia del mismo tumor.

A continuación se presenta el gráfico en 3D correspondiente al tumor 3, véase la figura 5.23, a la derecha el gráfico en 3 dimensiones mostrando los valores correspondientes a las razones de los coeficientes de Fourier en posición anatómica, en esta se puede apreciar que

los valores de las razones se mantienen en el eje de las ordenadas, mientras de para el eje de las abscisas, se nota un comportamiento muy similar a las de los tumores analizados anteriormente.



(a) Razón de los coeficientes de Fourier sobre el eje de las abscisas del tumor 3 en posición anatómica.

(b) Vista aérea del gráfico.

Figura 5.23: Comportamiento de las razones de los coeficientes de Fourier (ordenadas y abscisas) del tumor 3 en posición anatómica.

Sin embargo, también es posible apreciar que a diferencia de las tablas 5.8 y 5.9 en donde el valor con más valor se centra en el origen del plano, para este caso 5.10, los valores numéricos de la razón, se mantienen arriba aun cuando el barrido en cm cambia. Este fenómeno, consideramos que se debe a las siguientes razones:

- La ubicación del tumor 3, según las hojas de datos del phantom [58] se encuentra comprometida por la alta densidad del modelo.
- El tamaño del tumor 3 es más grande, con relación a los tumores 2 y 3.
- Las mediciones se pueden ver afectadas debido a que cuando se coloca en posición anatómica, el LiDAR tiene que atravesar el pezón.

La interpretación de los datos presentados, en cuanto a las variaciones de las razones, del tumor 3, puede deberse al difícil acceso que se tiene ubicada dentro del phantom, pues como se puede apreciar en la figura 5.24, el modelo mamario presenta densidades variables propios al asemejarse a una glándula mamaria, adicionalmente la forma redondeada en la zona baja, y debido a la posición fija del LiDAR, resulta poco adecuado para esclarecer y confirmar que las variaciones representan irrefutablemente al tumor 3.

Aun así es posible una comparación entre las zonas de análisis, ya que los valores numéricos de las razones de Fourier para los tres tumores en posición anatómica presenta

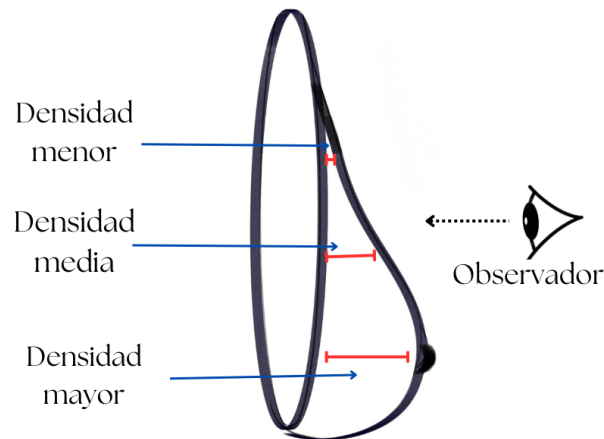


Figura 5.24: Variaciones de densidad del phantom en posición anatómica.

patrones similares, ya que para los tres casos se siguen una tendencia o máximos de las curvas, coincidiendo en las anomalías presentadas en el phantom en forma de tumores. En resumen, el cambio en la densidad del medio puede afectar el retroesparcimiento de la luz a través de variaciones en el índice de refracción, la cantidad de luz reflejada, la retroesparcidas y la atenuación. Estos efectos se deben a diversos factores como la estructura molecular interna del phantom, la rugosidad de la superficie (debido a que esta presenta imperfecciones como la famosa piel de naranja) así como de factores ambientales como la temperatura.

Capítulo 6

Análisis de resultados

En esta sección se analizan los resultados obtenidos sobre el uso de la técnica del LiDAR para establecer la relación entre las muestras de tejido sintético y las densidades que las caracterizan así como la realización de la validación de los resultados.

6.1. Sobre las densidades

Analizando las densidades que se trabajaron, véase la tabla 6.2, de las muestras de grenetina, muestras de sellador hasta el simulador de tejido, se tiene que las densidades estudiadas se encuentran muy cercanas a la densidad de la piel y el tejido mamario, véase la tabla 6.1, reportada en [59, 60], estimada a un valor de 933 kg/m^3 a 1066 kg/m^3 .

| ρ_{fib} | ρ_{grasa} | ρ_{tumor} | ρ_{sangre} |
|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| kg/m^3 | kg/m^3 | kg/m^3 | kg/m^3 |
| 1066.00 | 932.00 | 1066.00 | 1049.75 |

Tabla 6.1: Densidades ρ_{fib} es la densidad de mama fibroglandular, ρ_{grasa} mama grasa, ρ_{tumor} tumor de mama y ρ_{sangre} sangre, respectivamente [60].

| Material o sustancia | Densidad del material (kg/m^3) | Razón promedio |
|----------------------|---|----------------|
| Grenetina a 2g. | 133 | 1.5357 |
| Grenetina a 4g. | 266 | 1.6041 |
| Grenetina a 6g. | 400 | 1.6071 |
| Grenetina a 8g. | 533 | 1.6651 |
| Grenetina a 9g. | 600 | 1.6585 |
| Sellador Sista | 1020 | 1.4960 |
| Sellador TekBond | 1400 | 1.5459 |
| Simulador de tejido | <i>Silicona</i> ≈ 1070 | 1.6034 |
| Tumor | NA | 1.6262 |

Tabla 6.2: Resumen de los materiales trabajados con sus densidades respectivas.

En la tabla 6.2 es posible apreciar la correspondencia de cada uno de los materiales usados con las razones promedio de los coeficientes de Fourier de sus señales retroesparcidas respectivamente, para ello se realiza un proceso estadístico, usando una medida de tendencia central (media aritmética) y así poder calcular la razón promedio de cada material. Para calcular la razón promedio del simulador de tejido, se toman las razones que se obtuvieron anteriormente a distancias pertinentes fuera del rango cercanos al origen (tumor), para este caso se realiza un promedio tanto para el eje de las abscisas como de las ordenadas a 2 cm del origen, para todos y cada uno de los tumores, tal y como se muestra en la figura 6.1

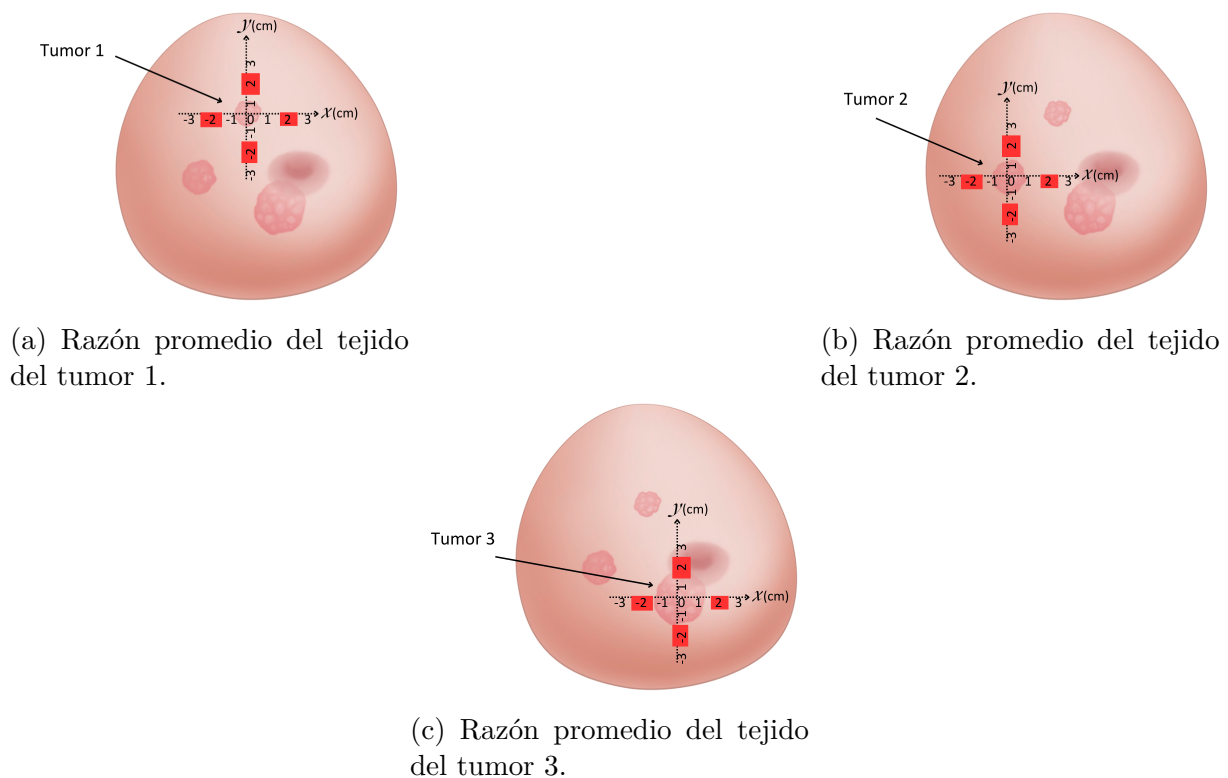


Figura 6.1: Puntos considerados para el cálculo de la razón promedio del simulador de tejido.

Finalmente para el caso de la obtención de la razón promedio de los coeficientes de Fourier de los tumores, se realiza un proceso similar al anterior, pero ahora solo tomando en cuenta los orígenes de nuestro sistema de referencia (centrado en los tumores), tal y como se muestra en seguida (figura 6.2).

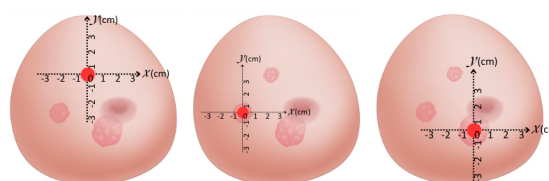


Figura 6.2: Puntos considerados para el cálculo de la razón promedio de los tumores.

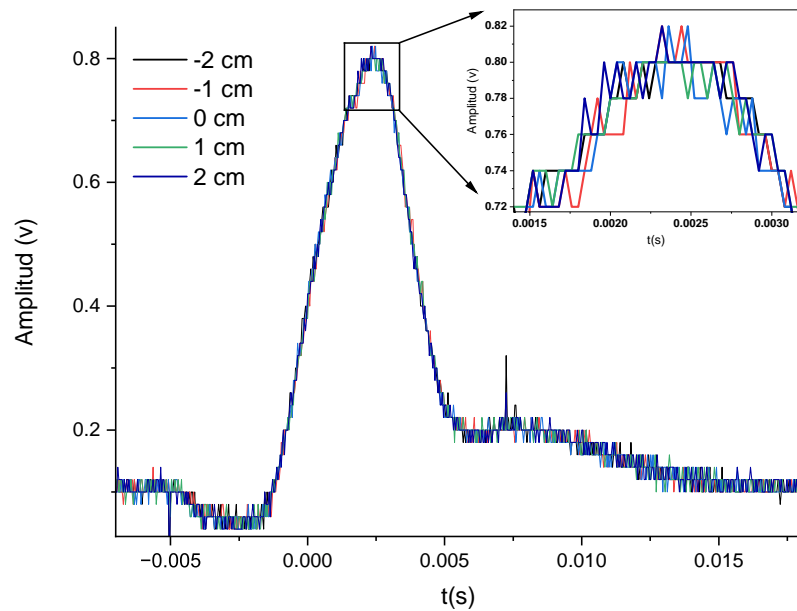
6.2. Validación de la hipótesis

En la validación, resulta útil enfatizar que el uso de la técnica sensible a fase, usando el amplificador Lock-in es una herramienta muy importante en mediciones, especialmente cuando se trata de detectar señales débiles en presencia de ruido. Su principal ventaja radica en su capacidad para mejorar la relación señal/ruido, lo que permite aislar señales de frecuencias específicas mediante la demodulación y el filtrado. Esto se traduce en mediciones más precisas y estables, lo que es fundamental en nuestro experimento, donde las señales de interés son más pequeñas que el ruido de fondo.

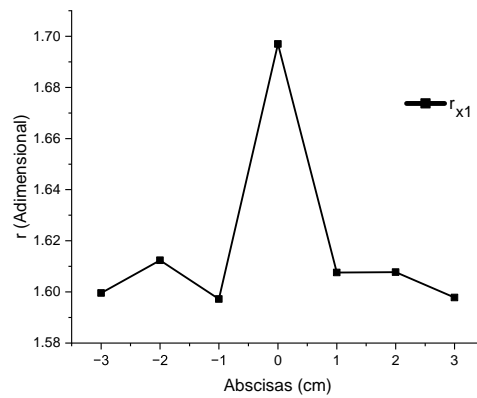
En la figura 6.3 a) se presentan las señales retroesparcidas que se captaron directamente del LiDAR, sin la etapa de la detección sensible a fase (sin tomar en cuenta el amplificador Lock-in), que provienen del primer tumor del tejido sintético, en posición yacente; en el gráfico se encuentran 5 curvas correspondientes a los 5 puntos que se analizaron sobre el eje de las abscisas haciendo un barrido con pasos de 1 cm desde -2 cm hasta 2 cm, tomando como sistema de referencia al origen el primer tumor.

Como se puede apreciar, las señales que corresponden a cada punto evaluado son muy similares que por simple inspección es imposible determinar alguna diferencia del punto que se analiza, es decir, aún cuando se sabe que la señal retroesparcida se encuentra justo en el tumor resulta imposible verificar si se trata de densidades distintas o si ya se ha evaluado el origen (el tumor 1). Inclusive al realizar un proceso de zoom, ampliando la porción más significativa, en este caso enfocándose en el máximo de las curvas, es imperceptible alguna diferencia entre las curvas, ni siquiera cuando se analiza la curva en color celeste, que para este caso, representa el punto de interés, ya que ahí se encuentra el tumor del tejido sintético.

La figura anterior 6.3 permite mostrar el comportamiento de las señales retroesparcidas obteniendo de forma convencional desde un osciloscopio, al tratarse de voltajes pequeños no es posible distinguirlos y comparándolos cuando se hace uso del Lock-in, ya que de esta forma se puede apreciar mejor el cambio de las densidades, teniendo claramente identificado el cambio de densidades, pues no solo nos permite realizar un análisis más detallado de una señal amplificada, sino que permite caracterizar los alrededores del tumor 1.



(a) Señal retroesparcida sin amplificador Lock-in.



(b) Razón de los coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida proveniente del Amplificador Lock-in.

Figura 6.3: Comparación de las señales retroesparcidas. a) Sin Amplificador y b) con amplificador.

Capítulo 7

Conclusiones

La presente investigación abordó la aplicación de la técnica LiDAR para medir los cambios en los coeficientes de Fourier de la señal retroesparcida en tejidos sintéticos. Este enfoque fue complementado con el uso del amplificador Lock-in, una herramienta clave para la detección sensible a fase, que permitió mejorar la resolución y precisión de las mediciones, ya que las señales son pequeñas. Los resultados obtenidos no solo validan la eficacia de la técnica propuesta, sino que también destacan su potencial para futuras aplicaciones en el campo de la biomedicina y de caracterización de materiales.

Para ello se obtuvieron las razones de los primeros coeficientes de Fourier de algunos materiales sintéticos, como muestras de grenetina, sellador y se finaliza con el simulador de tejido, con el objetivo de medir y ver como los cambios de las densidades afectan la señal retroesparcida, y por ende sus coeficientes de Fourier, afectando también la relación entre el primer y segundo coeficiente de Fourier, estos términos fueron obtenidos gracias a la implementación del amplificador Lock-in al sistema.

Para ello se tienen las siguientes conclusiones:

7.1. Sobre los materiales sintéticos y sus densidades

A la hora de usar los distintos materiales, iniciando por la grenetina en polvo, se pudo trabajar solo con concentraciones de esta sustancia mayores a 1 g y menores a 9 g por cada 15 mL de agua, debido a que las muestras hechas de grenetina menores a 1 gramo son susceptibles a la temperatura ambiente, perdiendo su forma, firmeza y elasticidad si se le expone al medio. Adicionalmente cuando la concentración se trabaja por encima de los 9 g con la misma cantidad de agua (15 mL), resulta muy difícil mezclarse y la muestra termina siendo una mezcla heterogénea, a su vez difícil de manipular y verter en los moldes, rebasando el volumen establecido.

Otro punto incluye el equilibrio térmico del medio y la muestra, este factor juega un papel importante a la hora de realizar las mediciones, ya que si se no se deja estabilizar la

muestra, las señales retroesparcidas varían, por ende existen cambios en los coeficientes de Fourier y ello provee una razón distinta, aun cuando se siga trabajando en el mismo medio y la densidad no cambia.

Para el caso de los selladores comerciales, se trabajaron con dos marcas distintas, enfatizando que las muestras hechas con la marca comercial Teck-Bond, resultan porosas y con acabado rugoso, mismas características afectaron la medición pues al hacer incidir el haz del LiDAR a 90° y 45° no se logra apreciar una similitud en cuanto a la respuesta de la señal retrodispersada, véase la figura 5.5 a), mientras que cuando se cambió a la marca comercial Sista, las muestras resultaron homogéneas, con acabado liso y elástica, que llevaron a la similitud del comportamiento en sus razones de los coeficientes de Fourier, cuyo valor se encuentra alrededor de 1.4960 tanto a 45° y a 90° , siendo este último el candidato indicado para realizar pruebas con azul de metileno, pues si ya se conoce el comportamiento, ahora se introdujo azul de metileno a tres diferentes concentraciones, lo cual resultó bastante interesante, pues pequeños cambios en el medio, afectaron los coeficientes de la señal retroesparcida, pero además se pudo notar que las concentraciones siguieron un patrón creciente en las razones de los coeficientes de Fourier cuando la concentración aumenta como se muestra en la figura 5.8 a).

Finalmente al trabajar con el simulador de tejido mamario, ya se tenía la certeza de que pequeños cambios internos de la muestra afectan las señales retroesparcidas, la hipótesis que se tenía fue que al saber que el phantom ya incluía los tumores dentro del modelo, estos pueden cambiar la forma de las señales cuando se analicen. De esta forma se pudo demostrar que en efecto los cambios en las razones de los coeficientes de Fourier fueron evidentes cuando las densidades cambian alrededor de los tumores, precisando que en el tumor se encontró una razón con mayor valor numérico que cuando no lo estaba.

7.2. Sobre los resultados y hallazgos

Abordando el tema de los resultados se encontró que el promedio de las razones de los distintos materiales trabajados, evidencian que en efecto el sistema de medición puede detectar cambios en las variaciones de las densidades, sin poder diferenciar si se refiere a cambios internos o externos. Al no tomar en cuenta el amplificador Lock-in, captando la señal retroesparcida directamente del LiDAR, no se logra apreciar por simple inspección las zonas, incluso cuando la densidad varia.

Al trabajar con el tejido sintético mamario, y estudiar las zonas cercanas a los tres tumores, se logra apreciar que el valor numérico de las razones de los coeficientes de Fourier coinciden con la ubicación del tumor. Los resultados muestran que con la técnica propuesta se logran identificar la presencia de los tres tumores, aún cuando las densidades del phantom son variables, debido a la similitud con las glándulas mamarias femeninas

reales, en cuanto a zonas más y menos densas, ofreciendo una opción en el desarrollo de nuevos métodos de detección no invasivos de anomalías en el tejido mamario.

7.3. Contribución y trabajos a futuro

El presente trabajo demostró que cuando a las muestras de sellador con densidad fija se le añadió el azul de metileno en su interior, a tres distintas concentraciones, se notó un cambio reflejado en las razones de los coeficientes de Fourier. Este cambio es atribuido al variar la concentración de azul de metileno, lo cual indica que esta metodología tiene el potencial para aplicarse en el ámbito de control de calidad o ciencias de los materiales para relacionar los cambios de las razones a la detección de contaminantes de materiales similares a los que se trabajaron.

Adicionalmente este estudio puede contribuir a futuro en la detección no invasiva de anomalías en las glándulas mamarias mediante el retroesparcimiento, con el objetivo de aportar otra forma de detección no invasivas de células tumorales que podría proporcionar una base sólida para su integración en los protocolos de detección estándar que pueda representar una contribución significativa al campo de la oncología.

A pesar de los resultados prometedores, es crucial reconocer algunas limitaciones en este estudio, como la dificultad para realizar las mediciones, ya que se tuvieron dificultades en la detección precisa del tercer tumor debido en la posición en la que se encuentra. Además el tiempo invertido para hacer el barrido sobre cada eje es de aproximadamente 10 minutos, siendo este un tiempo muy largo, tomando en cuenta que si se hace para dos ejes (ordenadas y absisas) la demora es muy grande. Este tiempo se puede reducir al disminuir el número de muestras por promedio o realizando una disminución de la constante de tiempo del amplificador lock-in, éstas limitaciones sugieren la necesidad de realizar cambios en la automatización del sistema para la toma de mediciones.

Para futuras investigaciones, recomendamos explorar la aplicación de esta técnica con un sistema LiDAR móvil automatizado para las mediciones, así como la incorporación de tecnologías emergentes, como las redes neuronales artificiales o las tecnologías del internet de las cosas, que podrían ofrecer nuevas vías para optimizar y mejorar la detección.

En conclusión, el uso de la técnica LiDAR en conjunto con el amplificador Lock-in para analizar los cambios de densidad de los tejidos sintéticos, mediante las razones de los primeros dos coeficientes de Fourier de la señal que se retroesparce del phantom para la detección de anomalías propuesta, no sólo representa un avance significativo en el campo de la detección no invasiva de tumores sólidos, sino que también abre nuevas oportunidades para la investigación y el desarrollo en tecnologías de la luz. La adopción de esta técnica podría tener un impacto profundo en los enfoques clínicos actuales, brindando una nueva esperanza para los pacientes que luchan contra el cáncer de mama.

Bibliografía

- [1] J. Kumari, K. Das, M. Babaei, G.-R. Rokni, and M. Goldust. The impact of blue light and digital screens on the skin. *Journal of Cosmetic Dermatology*, 22(4):1185–1190, 2023.
- [2] Y. Fu, B. Tang, D. Lin, C. Feng, K. Yao, and G. Feng. Feasibility of using tissue-equivalent materials to study laser-tissue interaction effects for high intensity laser beams. In *2010 Symposium on Photonics and Optoelectronics*, pages 1–4, 2010.
- [3] K. Vishwanath, M.-A. Mycek, and B. Pogue. Experimental and computational studies of fluorescence lifetimes and spectra from scattering tissue phantoms. In *Summaries of Papers Presented at the Lasers and Electro-Optics. CLEO '02. Technical Diges*, pages 551–552 vol.1, 2002.
- [4] V.A. Vinnichenko, A.A. Kovalenko, I.V. Yaroslavsky, and G.B. Altshuler. Effects of continuous wave, conventional pulse and super-pulse tm fiber laser on tissue: a comparison study. In *2018 International Conference Laser Optics (ICLO)*, pages 470–470, 2018.
- [5] S.G. Demos, M. Staggs, H.B. Radousky, R. Gandour-Edwards, and R. deVere White. Cancer detection using nir elastic light scattering and tissue fluorescence imaging. In *Technical Digest. Summaries of papers presented at the Conference on Lasers and Electro-Optics. Postconference Technical Digest (IEEE Cat. No.01CH37170)*, pages 361–362, 2001.
- [6] H. Ding, E. Berl, Z. Wang, L.-J. Millet, M.-U. Gillette, J. Liu, M. Boppart, and G. Popescu. Fourier transform light scattering of biological structure and dynamics. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 16(4):909–918, 2010.
- [7] Hans y Ataman Çağlar Vilches, Sergio y Zappe. Sensor de distancia de fibra óptica multipunto para monitoreo de cirugía endoscópica. (16):883–886, 2023.
- [8] F.H et all Mustafa. The effect of laser wavelength in photodynamic therapy and phototherapy for superficial skin diseases. *IEEE Xplore*, 1, 2011.
- [9] W.M. Star. Dosimetría de la luz in vivo. *Física en Medicina y Biología*, 42, 1997.

- [10] C. H. Sibata, V. C. Colussi, N. L. Oleinick, and T. J. Kinsella. Photodynamic therapy: a new concept in medical treatment. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 33(8):869–880, 2000.
- [11] V.A. Vinnichenko, A.A. Kovalenko, I.V. Yaroslavsky, and G.B. Altshuler. Effects of continuous wave, conventional pulse and super-pulse tm fiber laser on tissue: a comparison study. In *2018 International Conference Laser Optics (ICLO)*, pages 470–470, 2018.
- [12] M. Linda, C. Vincent, and Peter H. Hybrid lidar-radar for medical diagnostics. *No.: US 2004/0019282 A1*, Enero 2004.
- [13] R.A. Stillwell, Kitsmiller V.J., and T. D. O’Sullivan. Frequency domain diffuse optical spectroscopy and optical detector calibration method. *No: EP3 773 204B1*, Abril 2018.
- [14] NearWave. The Future Is Near Infrared, Visitado el 10 de junio de 2024. Disponible en: <https://nearwave.co/technology/our-device/>.
- [15] Colege of ingeneering O’Sullivan Research Group Biomedical Photonics Laboratory. The Future Is Near Infrared, Visitado el 7 de junio de 2024. Disponible en: <https://osullivangroup.nd.edu/>.
- [16] J. F. Villa Manríquez. Clasificación de piel utilizando técnicas ópticas. Master’s thesis, INAOE, Tonantzintla, Puebla, México, jun 2013.
- [17] B. Morales Cruzado. Cálculo de los parámetros Ópticos de la piel usando algoritmos genéticos. Master’s thesis, INAOE, Tonantzintla, Puebla, México, jun 2008.
- [18] M. A. López Pacheco. Caracterización de muestras ex – vivo de nopal para su empleo en Óptica biomédica. Master’s thesis, Tonantzintla, Puebla, México, jun 2012.
- [19] Organización Mundial de la Salud. Cáncer de mama, visitado el 10 de octubre de 2024. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/breast-cancerf>.
- [20] INEGI. Estadísticas a propósito del Día Internacional de la Lucha contra el Cáncer de Mama (19 de octubre), 2024. <https://www.inegi.org.mx/app/salaDeprensa/noticia.html?id=9346>.
- [21] D. Capurro N and G. Rada G. El proceso diagnóstico. *Revista médica de Chile*, 135:534 – 538, 04 2007.
- [22] I. Gómez-Arista, J.-A. Dávila-Pintle, N. Montalvo-Montalvo, A.-A. Rubin-Alvarado, Y.-E. Bravo-García, and E. Reynoso-Lara. Fourier coefficients applied to improve backscattered signals in a short-range lidar system. *Electronics*, 9(3), 2020.

- [23] K. Moore and L. Keith. *Anatomía con orientación clínica*. Wolters kluwer, 2013.
- [24] T. Winslow. Breast. Accedido: 14-nov-2024. [En línea]. Disponible: <https://www.teresewinslow.com//breast/>.
- [25] K.P. McGuire. *Breast Anatomy and Physiology*. Springer, (eds) Breast Disease, 2016.
- [26] V. G. Tatárinov. *Anatomía y fisiología humanas*. Editorial Mir, 1966.
- [27] I. Peate. *Anatomía y fisiología para enfermeras*. Mc Graw Hill, 2012.
- [28] H. Reisner. *Patología. Un estudio de caso moderno*. McGraw-Hill, 2a edition, 2021.
- [29] F. Quiroz. *Anatomía Humana, tomo III*. Porrúa, México D.F., cuadragésimo tercera edición edition, 2012.
- [30] G. Sosa. *Cirugía de la mama*. Arán Ediciones S. L., Madrid, España, primera edición edition, 2006.
- [31] C. Parker and N. Jane. *Anatomía y fisiología*. Nueva Editorial Interamericana, México D.F., novena edición edition, 1977.
- [32] E. Mayayo. Patología de la mama femenina. *AccessMedicina*, 16, 2018.
- [33] J.M. Bajo Arenas, J.M. Laila Vicens, and J. Xercavins Montosa. Capítulo 39: Patología benigna de la mama. tumores benignos de la mama. In *Fundamentos de Ginecología*, pages 483–493. S.E.G.O., 2009.
- [34] J. E. Marreros Grados, H. M. Contreras Carrillo, and Luis García Bernal. Patología benigna mamaria en pacientes del Servicio de Ginecología Oncológica del Hospital Nacional Arzobispo Loayza. *Revista Peruana de Ginecología y Obstetricia*, 59:161 – 165, 06 2013.
- [35] O. Padrón González, I. Otero Rodríguez, D. De la Cruz Pérez, M. A. Veliz Hernández, and A. Siles Guerra. Intervención educativa sobre enfermedades benignas mamarias y autoexamen de mama. *Revista Cubana de Medicina General Integral*, 32:161–169, 06 2016.
- [36] C. Livasy and B. C. Calhoun. Capítulo 17: Patología de la mama. In PhD Howard M. Reisner, editor, *Patología, un estudio de caso moderno*, pages 1–38. McGraw Hill Education Inc, 2021.
- [37] INEGI. Estadísticas a propósito del día mundial de la lucha contra el cancer, visitado el 10 de octubre de 2024. https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2024/EAP_CANCER24.pdf.

- [38] F. Lara Medina, C. Arce Salinas, A. Alvarado Miranda, Diana Zínsler Sierra, J. W. Flores Díaz, Robin Shaw Dulin, Víctor Manuel Pérez Sánchez, Yolanda Villaseñor Navarro, and Ángel Herrera Gómez. Capítulo 60: Cáncer de mama. In Silvio A. Ñamendys-Silva y Abelardo Meneses-García Ángel Herrera-Gómez, editor, *Manual de oncología, procedimientos médicos quirúrgicos*, pages 1–39. McGraw Hill Interamericana, 2017.
- [39] A. G. Mordovanakis, Z. Qian, A. Covarrubias, Y. Feng, L. Lilge, and R. Marjoribanks. Ultrafast-laser interactions with soft biological tissues — a study with viable 3-d hydrogel cell cultures. In *CLEO: 2011 - Laser Science to Photonic Applications*, pages 1–2, 2011.
- [40] V.A. Vinnichenko, A.A. Kovalenko, I.V. Yaroslavsky, and G.B. Altshuler. Effects of continuous wave, conventional pulse and super-pulse tm fiber laser on tissue: a comparison study. In *2018 International Conference Laser Optics (ICLO)*, pages 470–470, 2018.
- [41] D.L. Tache-Codreanu, Andreia Ileana Murgu, and L.D. Marinescu. The possible side effects of high intensity laser. *Palestrica of the third millennium – Civilization and Sport*, 16, 2015.
- [42] A. L'Etang and Z. Huang. The effect of laser wavelength in the simulation of laser generated surface waves in human skin model. In *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4140–4143, 2006.
- [43] P. Dong and Q. Chen. Lidar remote sensing and application. CRC Press, 2018.
- [44] F. a. R. Magdaleno Mas and Martínez Romero. Aplicaciones de la teledetección láser (lidar) en la caracterización y gestión del medio fluvial. *Ingeniería civil*, 142:1–15, 2006.
- [45] H.H. Gonzalez Becerra and J.H. Angulo Chavarro. Teoría, diseño básico y señales recibidas por un sistema lidar para mediciones atmosféricas. *Ingeniería*, 10, 2005.
- [46] C. Weitkamp. Lidar: Range Resolved Optical Remoting sensing of the atmosphere. Springer, 2005.
- [47] J.E. Salamanca Céspedes and Pérez Castillo J.N. Lidar una tecnología de última generación, para planeación y desarrollo urbano. *Ingeniería*, 13, 2008.
- [48] E. Hecht. *Óptica*. Pearson, 2000.
- [49] M. Fox. *Optical Properties of solid*. Oxford University Press, 2010.

- [50] P. Schurtenberger and G. Nägele. Óptica. Addison Wesley Iberoamericana, Madrid, Tercera edición, 2000.
- [51] E.W. Kamen. Introducción a señales y sistemas. Mcmillan Inc., México, Segunda edición, 1996.
- [52] Hwei P. Hsu. Analisis de Fourier. Pearson Prentice Hall, 1970.
- [53] A.M. Percastre Gómez. La serie de fourier: estimación de observaciones económicas inexistentes. *Economía informa*, 13, 2015.
- [54] N. Montalvo. Desarrollo de un sistema lidar de laboratorio con detección sensible a fase. Master's thesis, enemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2020.
- [55] LightWare optoelectronics. OSLRF-01 Lase Rangefinder. Accedido el 02 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible: <https://www.mantech.co.za/Datasheets/Products/OSLRF-01LIGHTWARE.pdf>.
- [56] Desde el laboratorio hasta los procesos. Quimica.es, el portal informativo químico. Grenetina. Accedido el 25 de septiembre de 2023. [En línea]. Disponible: <https://www.quimica.es/enciclopedia/Grenetina.html>.
- [57] V. Normand, S. Muller, J. Ravey, and A. Parker. Gelation kinetics of gelatin: a master curve and network modeling. *Macromolecules*, 33:1063–1071, 2000.
- [58] 3B scientific. Hoja de datos del Modelo de pecho con tumores , 2024.
- [59] A. Buendia Eisman. Anatomía y fisiología de la piel. *Manual de Dermatología*, 2, 2018.
- [60] J. Said Camilleri, L. Farrugia, S. Curto, D. B. Rodrigues, L. Farina, G. Caruana Dingli, J. Bonello, I. Farhat, and C.V. Sammut. Review of thermal and physiological properties of human breast tissue. *Sensors*, 22(10), 2022.

Apéndice A

Hoja de datos phantom

| Parámetro | Detalle |
|-------------------------------|---------------------------|
| Modelo | Pecho con tumores |
| Dimensiones | Pecho (190 x 140 x 60 mm) |
| Compatible con | Ecografía y ultrasonido |
| Temperatura de funcionamiento | 0°C hasta 40°C |
| Peso | ≈ 700g |
| No. de Tumores | 3 |
| Material | Silicona |

Tabla A.1: Hoja de datos del phantom

El simulador no contiene sustancias previstas en el Reglamento REACH (CE) Núm. 1907/2006

SONOtrain Modelo de pecho con tumores

Info



| | |
|--------------|-------------------|
| Weight | 2 kg |
| Dimensions | 36 x 36 x 12.5 cm |
| Brand | 3B Scientific |
| Artículo No. | P125 [1019635] |

- Este producto tiene una gartantía de 3 años

Descripción

Modelo realista de pecho fabricado en material apto para ecografías, con tres tumores para realizar punciones y extracción de tejidos.

- Fácil de usar
- Económico
- Ecogenicidad

Realista El material del entrenador SONOtrain simula la sensación de los tejidos blandos real para llevar a cabo las palpaciones, las inyecciones, la muestra la textura realista y la ecogenicidad en las imágenes de ultrasonido.

El entrenador SONOtrain es una excelente herramienta de enseñanza para la formación básica, para la mejorar la destreza en la coordinación de las habilidades de mano-ojo.

Tenga en cuenta que: el dispositivo de ultrasonidos no forma parte del contenido del envío.

https://www.3bscientific.com/mx/sonotrain-modelo-de-pecho-con-tumores.p_1625_27469.html



Apéndice B

Artículo 1

Presentado en:

Congreso Nacional e Internacional de las Tecnologías aplicadas a las Ciencias de la Salud 2024, INAOE.

Publicado en: https://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/acontacs/volumenes/Vol-6-2024.php

Nombre:

Actas del Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud, Volumen 6

ISSN:

2992-6750

ESTUDIO DE LA AMPLITUD DE LA SEÑAL EN DENSIDADES VARIABLES: UNA APORTACIÓN EN EL DIAGNÓSTICO DE ENFERMEDADES DE LA PIEL

N. Montalvo-Montalvo, J. A. Dávila-Pintle, L. C. Gómez-Pavón, Y. E. Bravo-García
E. Reynoso-Lara

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Facultad de Ciencias de la Electrónica, Pue.
Puebla, gonzalez@inaoep.mx, nancy.montalvo@alumno.buap.mx, jpintle@ece.buap.mx,
luz.gomez@correo.buap.mx, yolanda.bravog@correo.buap.mx y
edmundo.reynoso@correo.buap.mx

RESUMEN

El estudio de las densidades en enfermedades de alto riesgo como el de algunos tumores cercanos a la piel, puede resultar útil a la hora de conjeturar sobre algún diagnóstico que ayude al tratamiento adecuado del paciente. Algunas enfermedades como los melanomas o carcinomas son de los tipos más comunes de cáncer de piel, estos comienzan en las capas basales y escamosas de la piel y se pueden tratar si son diagnosticadas a tiempo. Este trabajo presenta un estudio sobre los efectos de la fase de la señal de ultrasonido cuando ésta atraviesa medios sintéticos con densidades similares a las de la dermis. Con ayuda de un sensor ultrasónico se establece una relación entre la variación de la fase de la señal de ultrasonido y la densidad del medio sintético por el que se propaga. Esta relación se consigue midiendo los cambios en la fase de la señal del sensor mediante el uso de un amplificador Lock-in.

Palabras claves: Densidad, fase, amplificador Lock-in

ABSTRACT

The study of densities in high-risk diseases, such as some tumors close to the skin, can be useful when conjecturing a diagnosis that will help in the appropriate treatment of the patient. Some diseases such as melanomas or carcinomas are the most common types of skin cancer. These begin in the basal and scaly layers of the skin and can be treated if diagnosed early. This work presents a study on the effects of the phase of the ultrasound signal when it passes through synthetic media with densities similar to those of the dermis. With the help of an ultrasonic sensor, a relationship is established between the variation in the phase of the ultrasound signal and the density of the synthetic medium through which it propagates. This relationship is achieved by measuring changes in the phase of the sensor signal through the use of a Lock-in amplifier.

Key words: Density, phase, Lock-in amplifier

Apéndice C

Artículo 2

Presentado en:

Congreso Internacional e Nacional de Ciencias de la Computación 2024, BUAP.

Publicado en: <https://intranet.matematicas.uady.mx/journal/>

Nombre:

Abstraction and Application, Volumen 48

ISSN:

2007-2635

Clasificación de nevus melanocíticos, para la detección de melanomas basado en aprendizaje automático de machine learning

Melanocytic nevi classification, for detection of melanomas based on machine learning.

N. Montalvo Montalvo¹, J. A. Dávila Pintle¹, L. C. Gómez Pavón¹, Y. E. Bravo García¹, E. Reynoso Lara¹, A. A. Rubín Alvarado²

¹Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Facultad de Ciencias de la Electrónica, Pue. Puebla.

²Instituto Politécnico Nacional, Centro de Investigación en Computación, Ciudad de México.

gonzalez@inaoep.mx, nancy.montalvo@alumno.buap.mx, jpintle@ece.buap.mx, luz.gomez@correo.buap.mx, yolanda.bravog@correo.buap.mx, eduardo.reynoso@correo.buap.mx y arubina2022@cic.ipn.mx

Abstract

Early detection of melanoma, a serious type of skin cancer, is essential to ensure the health of patients. Melanomas and carcinomas are common and can be fatal if not diagnosed in time. Advances in machine learning have revolutionized diagnosis, improving the analysis of dermatological images. Deep learning algorithms, in particular, have demonstrated high accuracy in identifying malignant lesions, outperforming traditional methods by processing large volumes of data to recognize complex patterns. This work focuses on the classification of nevi to detect melanomas using Machine Learning tools, using a camera in real time. The validation and development of these systems are crucial to optimize the diagnosis and treatment of skin conditions.

Resumen

La detección temprana del melanoma, un tipo grave de cáncer de piel es esencial para asegurar la salud de los pacientes. Los melanomas y carcinomas son comunes y pueden ser mortales si no se diagnostican a tiempo. Los avances en aprendizaje automático (Machine Learning) han revolucionado el diagnóstico, mejorando el análisis de imágenes dermatológicas. Los algoritmos de aprendizaje profundo, en particular, han demostrado una alta precisión en la identificación de lesiones malignas, superando a los métodos tradicionales al procesar grandes volúmenes de datos para reconocer patrones complejos. Este trabajo se centra en la clasificación de nevus para detectar melanomas mediante herramientas de Machine Learning, utilizando una cámara en tiempo real. La validación y desarrollo de estos sistemas son cruciales para optimizar el diagnóstico y tratamiento de afecciones cutáneas.

Fecha de recepción: 5 de agosto, 2024 / Fecha de aceptación: 7 de octubre, 2024

Apéndice D

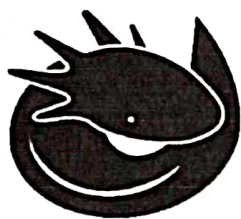
Estancia

Empresa: Bell-Gi

Duración: Del 11 de junio al 11 de septiembre de 2024

Función: Colaborador externo en el área de hardware temporal

Responsable directo: Ing. Erick Moreno Cuellar



BELL-GI
ILUMINA TUS MOMENTOS

05 de junio de 2024

ASUNTO: CARTA DE ACEPTACIÓN

M.C. Ana María Rodríguez Domínguez

Coordinadora de la Maestría en Ingeniería en Electrónica.

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

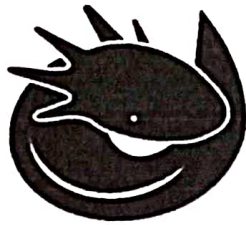
Por este medio me permito comunicar que la **C. Nancy Montalvo Montalvo**, alumna del programa de Maestría en Ingeniería en Electrónica, opción Instrumentación, cuya matrícula es **222470356**, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, ha sido aceptada para realizar una estancia en la empresa Bell-Gi, para colaborar en un proyecto, como apoyo para el área de Hardware para el diseño de circuitos, bajo la dirección del M.C. Erick Moreno, con una duración de 3 meses.

Sin otro asunto que tratar, me despido de usted.

ATENTAMENTE

Lic. Jaime Garista Guerrero

Ing. Erick Moreno Cuellar



BELL-GI
ILUMINA TUS MOMENTOS

13 de septiembre de 2024

ASUNTO: CARTA DE TERMINO DE ESTANCIA

M.C. Ana María Rodríguez Domínguez

Coordinadora de la Maestría en Ingeniería en Electrónica.
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.


Por este medio me permito informar que la **C. Nancy Montalvo Montalvo**, alumna del programa de Maestría en Ingeniería en Electrónica, opción Instrumentación, cuya matrícula es **222470356**, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, ha concluido de manera satisfactoria su estancia en esta empresa como apoyo al área de hardware en el proyecto de Tag activo, cuyas fechas comprenden del 11 de junio al 11 de septiembre de 2024.

Sin otro asunto que tratar, me despido de usted.

ATENTAMENTE



Lic. Jaime Garista Guerrero



Ing. Erick Moreno Cuellar